

**6 JP08-252218**

F21

CCD endoscope with fluorescence imaging bundle

Publication Number	Date filed	Status	Title	Inventors	Translation
JP08-252218	March 16, 1995	Applic.	Fluorescent Observing Endoscope Device	Hirao* Kaneko*	Machine

**6.1 DESCRIPTION**

Describes endoscope systems for imaging fluorescence (both autofluorescence and drug-induced) and reflected white light. The endoscopes described incorporate both a CCD sensor, located at the distal end, for white light imaging and an image guide or series of relay lenses, along with an intensifier and CCD sensor for a fluorescence imaging. The endoscopes are characterised as having improved operability through elimination of the need for an externally attached camera. The application specifies a Xenon lamp for white light imaging and a laser (Alexandrite, dye or free electron) for fluorescence excitation.

Also described is the use of a gas (nitrogen, carbon dioxide, or deoxidation chemicals such as riboflavin) to remove the oxygen in the vicinity of tissue under observation so as to improve the intensity of the autofluorescence emission.

**THIS PAGE BLANK (USPTO)**

**UNEXAMINED JAPANESE PATENT H8-252218****[Name of Invention]**

**Fluorescence Observation Endoscope Apparatus**

**[Abstract]****[Purpose]**

Acquiring normal endoscope images with excellent operability and high resolution and detecting auto-fluorescence images with high sensitivity.

**[Constitution]**

A normal observation image by white light is formed onto an imaging surface of a CCD 15, provided at the distal tip of the insertion part 5, via an objective optical system 14, provided at the distal tip of the insertion part 5 of an endoscope 1, and converted into an electrical signal by the CCD 15, and then transmitted to a signal processor 3 via a signal cable 16 inserted through the insertion part 5 and an operating part 6.

A fluorescence image of organism's tissue by an excitation laser light is transmitted into the operating part 6 via an image guide 18, which is inserted through the objective optical system 17 and the insertion part 5, and then converted into an electrical signal by an electrical signal conversion circuit 20 consisting of an image intensifier and a CCD via a lens 19 in the operating part 6, and transmitted to a signal processor 3 by a signal cable 21.

**[Claims]****[Claim 1]**

A fluorescence observation endoscope apparatus, for irradiating organism's tissue with excitation light from the distal tip of an insertion part of an endoscope and for observing fluorescence emitted from the aforementioned organism's tissue, which is provided with a light supply means to supply white light and the

aforementioned excitation light, which is characterized by the aforementioned endoscope having:

a white-light image photoelectric conversion means, which is provided at the distal tip of the aforementioned insertion part for converting a white-light image of the aforementioned organism's tissue, generated by the aforementioned white light, into an electrical signal;

a fluorescence image transmitting means in the aforementioned insertion part for transmitting a fluorescence image by the aforementioned fluorescence emitted from the aforementioned organism's tissue to a handle portion at the proximal end of the aforementioned insertion part; and

a fluorescence image photoelectric conversion means for converting the aforementioned fluorescence image, which is transmitted into the aforementioned handle portion by the aforementioned fluorescence image transmitting means, into an electrical signal.

#### [Detailed Description of the Invention]

[0001]

#### [Technical Field of the Invention]

This invention relates to a fluorescence diagnosis apparatus which irradiates an area to be examined with excitation light and diagnoses a diseased area in accordance with fluorescence emitted from the area being examined.

[0002]

#### [Prior Art]

In recent years, techniques such as auto-fluorescence, which is generated directly from living tissue by irradiating the excitation light to an observation area of living tissue, and drug-induced fluorescence, which is generated by injecting a fluorescent medicine into the organism beforehand, produce two-dimensional images which are used to diagnose the degeneration of tissues of the organism or a state of the disease (for example, the type of the disease or the extent of infiltration), such as a cancer.

[0003]

If excitation light irradiates living tissue, the wavelength of the fluorescence generated will be longer than that of the excitation light.

Fluorescence substances in the organism are, for example, collagen, NADH (nicotinamide adenine dinucleotide), FMN (flavin mononucleotide), pyridine nucleotide, etc. Recently, the interrelation between these substances in the organism emitting fluorescence light and diseases is becoming clear, and the diagnosis of cancer, etc. is possible by this fluorescence.

Alternatively, a fluorescence substance such as HpD (hematoporphyrin), Photofrin, ALA((delta)-amino levulinic acid), etc., may be injected into an organism. These substances have a tendency to accumulate in cancerous tissue, and a diseased area can be diagnosed by observing the fluorescence after injecting any of these substances into an organism.

[0004]

Since such fluorescence is extremely weak, extremely high sensitivity photography is required to observe the fluorescence. As a device for the high sensitivity photography, this applicant has proposed a fluorescence diagnosing apparatus using image intensifiers in the Japanese Patent Application No. H5-44462.

[0005]

[Problem to be Solved by the Invention]

However, in a conventional fluorescence diagnosing apparatus, an external camera, which has a built-in image detecting apparatus for detecting a normal observation image by white light and a fluorescence image by auto fluorescence, is attached separately to an eyepiece part of an endoscope, etc. Thus, a handle portion is large and heavy, and this causes a trouble to operate an endoscope during examination and the orientation of an area to be examined is difficult to perform.

In addition, a conventional fluorescence diagnosing apparatus is structured to transmit a normal observation image by white light and a fluorescence image from auto fluorescence by an image guide, which consists of a bundle of fibers inserted into the endoscope and to detect these images by an external camera. Thus, this apparatus cannot be adapted to a widely used electronic endoscope which is capable of acquiring a normal endoscope image with high resolution.

[0006]

This invention is formed in consideration of the above-mentioned situation. The purpose of this invention is to provide a fluorescence observation endoscope apparatus with excellent operation ability which is capable of detecting auto fluorescence images with high sensitivity in addition to obtaining normal endoscope images.

[0007]

[Means to Solve the Problem]

A fluorescence observation endoscope apparatus of this invention, for irradiating organism's tissue with excitation light from the distal tip of an insertion part of an endoscope and for observing fluorescence emitted from the aforementioned organism's tissue, which is provided with a light supply means to supply white light and the aforementioned excitation light, which is characterized by the aforementioned endoscope having:

a white-light image photoelectric conversion means, which is provided at the distal tip of the aforementioned insertion part for converting a white-light image of the aforementioned organism's tissue, generated by the aforementioned white light, into an electrical signal;

a fluorescence image transmitting means in the aforementioned insertion part for transmitting a fluorescence image by the aforementioned fluorescence emitted from the aforementioned organism's tissue to a handle portion at the proximal end of the aforementioned insertion part; and

a fluorescence image photoelectric conversion means for converting the aforementioned fluorescence image, which is transmitted into the aforementioned handle portion by the aforementioned fluorescence image transmitting means, into an electrical signal.

[0008]

[Effect]

With the fluorescence observation endoscope apparatus of this invention, the said fluorescence image photoelectric conversion means, which is provided in the said handle portion, converts the said fluorescence image, which is transmitted by the said fluorescence image transmitting means, into an electrical signal so as to observe fluorescence of a diseased area of the said organism's tissue, as well as the said white-light image photoelectric conversion means, which is provided in the distal tip of the said insertion part, converts a white light image of the said organism's tissue by the said white light into an electrical signal.

Thus, the apparatus has the excellent operation ability and is capable of obtaining normal endoscope images with high resolution and detecting auto-fluorescence images with high sensitivity.

[0009]

[Embodiment]

Hereafter, an embodiment of this invention is described with reference to drawings.

[0010]

Fig. 1 is a block diagram showing a structure of a fluorescence observation endoscope apparatus of a first embodiment of this invention.

[0011]

(Constitution)

A fluorescence observation endoscope apparatus of this embodiment as shown in Fig. 1 is provided with:

an endoscope 1, which is inserted into a body cavity, for acquiring a normal observation image and a fluorescence observation image of an area to be examined such as a diseased area;

a light source apparatus 2 for supplying white light and laser light for excitation to the endoscope 1;

a signal processor 3 for signal-processing the normal observation image and the fluorescence observation image acquired by the endoscope 1; and

a monitor 4 for displaying a normal observation image and a fluorescence observation image which are signal-processed by the signal processor 3.

[0012]

The light source apparatus 2 has a Xe lamp 9, which supplies white light for a normal observation, and a laser 10, which supplies a laser for excitation (for example, an alexandrite laser, a dye laser, a free electron laser, etc.) via a light guide 8 in an universal cable 7 extended from an operating part 6 provided at the proximal end of an insertion part 5 of an endoscope 1.

An area to be examined is irradiated by the white light and the excitation laser light, which are transmitted from the light guide 8, from the optical illumination system 11 in the distal end of the insertion part 5 of the endoscope 1.

In the light source apparatus 2, a movable mirror 12 is provided to switch between a white light from the Xe lamp 9 and a laser for excitation from the laser 10 being supplied to the light guide 8. The switching operation of this movable mirror 12 is controlled by a timing controller 13 provided in the light source 2.

[0013]

A normal observation image of the area being examined by white light is formed onto a solid-state image sensing device provided at the distal tip of the insertion part 5, such as an imaging surface of a CCD 15, via an optical objective system for normal observation 14, which is provided at the distal tip of the insertion part 5



of the endoscope 1, and converted into an electrical signal by the CCD 15. The signal is transmitted to a signal processor 3 via a signal cable 16 inserted into the insertion part 5 and the operating part 6.

On the other hand, a fluorescence image of organism's tissue of the area being examined by excitation laser is transmitted into the operating part 6 via an optical objective system for fluorescence observation 17 and an image guide 18, which is inserted through the insertion part 5. A fluorescence image via a lens 19 is converted into an electrical signal by an electrical signal conversion circuit 20, which consists of an image intensifier and an solid-state image sensing device such as a CCD, and then transmitted to the signal processor 3 via a signal cable 21.

[0014]

In addition, a CCD is used for the solid-state image sensing device structuring the electrical signal conversion circuit 20. However, the structure is not limited to this example and a MOS or SIT may be employed or a AMI which is the combination of MOS and an image intensifier may be employed.

[0015]

The signal processor 3 is provided with:

a first camera control unit 22 (hereafter abbreviated to CCU) which performs the drive control of CCD 15 via a signal cable 16 and processes an electrical signal from the CCD 15; and

a second CCU 23 which performs the drive control of the electrical signal conversion circuit 20 via a signal cable 21 and processes the electrical signal from the electrical signal conversion circuit 20.

CCUs 22 and 23 process the signals in synchronization with the radiation of white light and excitation laser to an area to be examined in accordance with a control signal from a timing controller 13, which is provided in the light source 2. And the image signal generated by the signal processing of CCUs 22 and 23 are input into a superimposition circuit 24 of the signal processor 3.

In the superimposition circuit 24, a compound image signal (for example, one image is a main image and the other is a sub image which is superimposed on the main image) is generated and output into a monitor 4 so that a compound image is displayed on the monitor 4. An image to be displayed on the monitor 4 can be not only the above-mentioned compound image but also either one of main images. The instruction such as displaying by switching between a main image and a sub image or displaying only one image can be performed easily by a switch (not illustrated) provided in the signal processor 3.

[0016]

(Operation)

Next, operation of a fluorescence observation endoscope apparatus of this embodiment comprised as above will be explained.

[0017]

First, white light from the Xe lamp 9 is transmitted through the light guide 8 of the endoscope 1 by a movable mirror 12 controlled by a timing controller 13, and irradiates an area to be examined from the distal end of the insertion part 5. A normal observation image of the area by white light is formed onto the imaging surface of the CCD 15 via the optical objective system 14. The first CCU 22 in the signal processor 3 performs the drive control of the CCD 15 in response to the control signal from the timing controller 13 and processes the electrical signal of the normal observation image, and then obtains a normal observation image and outputs it to the superimposition circuit 24.

[0018]

Next, by the movable mirror 12 controlled by the timing controller, an excitation laser light from the laser 10 irradiates the area being examined from the distal end of the insertion part via the light guide 8 of the endoscope 1. By the excitation laser light, organism's tissue of the area being examined is excited and emits auto fluorescence. A fluorescence image by this auto fluorescence is

transmitted to the electrical signal conversion circuit 20 via the optical objective system 17, the image guide 18, and the lens 19.

The second CCU 23 in the signal processor 3 performs the drive control of the electrical signal conversion circuit 20 via the signal cable 21 in accordance with the control signal from the timing controller 13, and processes the electrical signal of the fluorescence image and acquires and outputs a fluorescence image to the superimposition circuit 24.

[0019]

Then, in the superimposition circuit 24, a compound image signal (for example, one image is a main image and the other is a sub image which is superimposed on the main image) is generated and output into a monitor 4 so that a compound image is displayed on the monitor 4.

[0020]

(Effect)

According to the fluorescence observation endoscope apparatus of this embodiment, a normal observation image with high resolution can be acquired by capturing a normal observation image using the CCD 15 like a conventional electric endoscope. Also, the operation ability of the endoscope 1 can be improved since the electrical signal conversion circuit 20 is built in the operating part 6 for capturing fluorescence images.

[0021]

Next, a second embodiment of this invention will be explained.

[0022]

Fig. 2 and Fig. 3 relates to the second embodiment of this invention. Fig. 2 is a block diagram showing the main components of a fluorescence observation endoscope apparatus. Fig. 3 is a block diagram showing the main components of a modification of the fluorescence observation endoscope apparatus of Fig. 2.

Since the components of the second embodiment are basically the same as the first embodiment, the same symbols will be utilized for the same parts and the explanation of those will be omitted. Differences between the first embodiment will be described.

[0023]

(Constitution)

In the first embodiment, each of a normal observation image and a fluorescence image was introduced to the CCD and the image guide via the separate optical objective system. However, in this embodiment, a beam splitter 32 is provided at the distal tip of an insertion part 5 of an endoscope 31 as shown in Fig. 2. That is, this beam splitter 32, which is an optical system and which separates the light into a fluorescence image and a normal observation image by reflecting the light of a normal observation image region at the right angle, passes through light in the region of fluorescence image from the light (a normal observation image and a fluorescence image) incident from an optical objective system 33. The endoscope 31 is structured that an image guide 18 is arranged behind the beam splitter 32 and a CCD 15 is arranged on the orthogonal direction of the light incident axis of the beam splitter 32 to receive the reflected light of the beam splitter 32. The other components are similar to that of the first embodiment.

[0024]

(Operation)

From a normal observation image and a fluorescence image incident from the optical objective system 33, a fluorescence image passes through the beam splitter 32 and is transmitted to an electrical signal conversion circuit 20 via the image guide 18. A normal observation image is reflected at the right angle by the beam splitter 32 and projected onto the imaging surface of the CCD 15. Other operations are the same as that of the first embodiment.

[0025]

(Effect)

In addition to the effect of the first embodiment, according to this embodiment, the beam splitter 32 is provided to separate a fluorescence image and a normal observation image at the distal tip of the insertion part 5 of the endoscope 31. Thus, one optical objective system can be commonly used to project fluorescence images and normal images; and the diameter of the insertion part 5 of the endoscope 31 can be reduced.

[0026]

In the above-mentioned second embodiment, as a means to transmit a fluorescence image to the electrical signal conversion circuit 20, the image guide 18 is used as an example. However, a relay lens 35 may be employed as shown in Fig. 3. In this case, a fluorescence image from the organism's tissue (via the relay lens) can be transmitted more clearly than the image through the image guide 18. It is apparent that the relay lens can be applied not only in the place of the image guide of the second embodiment but also applied to the first embodiment and other embodiments mentioned later. In this case, clear fluorescence image from the organism's tissue can be transmitted as well.

[0027]

Next, a third embodiment of this invention will be explained.

[0028]

Fig. 4 and Fig. 5 relates to the third embodiment of this invention. Fig. 4 is a block diagram of a fluorescence observation endoscope apparatus. Fig. 5 is a block diagram showing a modification of the fluorescence observation endoscope apparatus of Fig. 4. Since the components of the third embodiment are basically the same as the second embodiment, the same symbols will be utilized for the same parts and the explanation of those will be omitted. Differences between the first embodiment will be described.

[0029]

(Constitution)

Generally, using the high voltage power supply is required for driving an image intensifier of the electrical signal conversion circuit 20, which detects a fluorescence image and converts into electrical signal. In addition, in the electrical signal conversion circuit 20 built-in an operating part 6, securing sufficient space distance and creepage distance for insulation with other electrical parts (for example, the signal cable 16 in Fig. 1) is required. Therefore, there is a limit of making the operating part 6 smaller in a certain extent.

[0030]

In this embodiment, as shown in Fig. 4, the power is supplied via an insulated transformer 41 and the high voltage is applied to the electrical signal conversion circuit 20 of the operating part 6 of an endoscope 40 by a DC power 42 and a high voltage generator 43. The power is also supplied via the insulated transformer 41 and the voltage is applied to a first and second CCUs 22 and 23 of a signal processor 3 by a DC power 44. Furthermore, in the same manner, the power is applied to a light source 2 and a monitor 4 via an insulated transformers 45 and 46. The other components are the same as that of the second embodiment.

[0031]

(Operation)

The high voltage is applied to the electrical signal conversion circuit 20 via the insulated transformer 41 while the electrical signal conversion circuit 20 in the insertion part 5 of the endoscope 40 and the first and second CCUs 22 and 23 in the signal processor 3 are in the electrically insulated condition. The other operations are the same as that of the second embodiment.

[0032]

(Effect)

Thereby, the fluorescence observation endoscope apparatus of this embodiment, in addition to the effect of the second embodiment, since the electrical signal conversion circuit 20 is electrically insulated from the other electrical parts, the space and creepage distance in the operating part 6 can be made small, and the operation ability can be improved by making the operating part 6 in a small size.

[0033]

In addition, the above-mentioned third embodiment is structured that the signal cable 21 transmits signals between the electrical signal conversion circuit 20 and the second CCU 23. However, this is not limited to this. By performing signal transmission between the electrical signal conversion circuit 20 and the second CCU 23 via the photo-coupler 48 as shown in Fig. 5, it can be structured to electrically insulated the electrical signal conversion circuit 20 and the second CCU 23 are electrically insulated. By this structure, further initialization is possible so that the operation ability can be improved.

[0034]

Next, a fourth embodiment of this invention will be explained.

[0035]

Fig. 6 and Fig. 12 related to the fourth embodiment. Fig. 6 is a characteristic diagram showing the relationship between the atmosphere composition gas and the fluorescence intensity. Fig. 7 is a block diagram showing the structure of the fluorescence observation endoscope apparatus using the characteristic of Fig. 6. Fig. 8 is an explanatory drawing which explains the operation of the fluorescence observation endoscope apparatus of Fig. 7. Fig. 9 is a block diagram showing the structure of a first modification of the fluorescence observation endoscope apparatus of Fig. 7. Fig. 10 is an explanatory drawing which explains the operation of the fluorescence observation endoscope apparatus of Fig. 9. Fig. 11 is a block diagram showing the structure of a second embodiment of the fluorescence observation endoscope apparatus of Fig. 7. Fig. 12 is a block

diagram showing the structure of a third embodiment of the fluorescence observation endoscope apparatus of Fig. 7. Since the fourth embodiment is similar to the second embodiment, different components will be explained and the same symbols are utilized for the same components and the explanation of those will be omitted.

#### [0036] (Constitution)

The oxygen molecule generally has the powerful quenching effect. As shown in Fig. 6, it is known that the fluorescence intensity reduces when oxygen is in the air; on the other hand, the fluorescence intensity is increased when no oxygen is in the air such as nitrogen in the air.

#### [0037]

Thus, in this embodiment, as shown in Fig. 7, a valve 53 is provided on the insertion opening 52 of a channel 51 (which is a pipe inserted through an insertion part 5 to insert treatment tools, etc.) of an endoscope 31. A nitrogen ( $N_2$ ) cylinder 54 is connected to the valve 53. It is structured that the nitrogen gas in the nitrogen ( $N_2$ ) cylinder 54 is emitted from the distal tip of the insertion part 5 via the valve 53 and the channel 51. Other components are the same as that of the second embodiment.

#### [0038] (Operation)

In this embodiment structured in this way, as shown in Fig. 8, the insertion part 5 of the endoscope 31 is inserted into a tubular cavity. First, a normal observation is performed on an area to be examined including a diseased area 56 by white light. Next, the excitation laser light is irradiated to the area being examined. (This switching control is the same as that of the first embodiment.)

The valve 53 is opened at the same time as the area being examined is irradiated by the excitation laser light, and nitrogen gas in the nitrogen ( $N_2$ ) cylinder 54 is sprayed around the area being examined through the valve 53 and the channel 51.



[0039]

Thereby, it substitutes the atmosphere by nitrogen gas around the area being examined so that the condition in which no oxygen exists is created and auto fluorescence is emitted from the normal tissue of the area by the excitation laser. However, since oxygen does not exist in the atmosphere around the area being observed and the atmosphere is filled with nitrogen gas, stronger fluorescence is emitted.

[0040]

(Effect)

According to this embodiment, in addition to the effect of the second embodiment, the fluorescence intensity being detected can be increased for the auto fluorescence emitted from normal tissues so that a diseased area can be distinguished easily and the performance of observation can be improved. Depending on fluorescence intensity, the image intensifier in the signal conversion circuit 20 may become unnecessary so that an apparatus may be made smaller.

[0041]

Moreover, in the fourth embodiment, the atmosphere of an area to be observed is substituted by nitrogen gas. However, the structure is not limited to this and structures shown in Fig. 9, Fig. 11 and Fig. 12 may be employed for the fluorescence observation endoscope apparatus.

[0042]

In other words, a fluorescence observation endoscope apparatus as a first modification of the fourth embodiment is structured that the container 61 filled with deoxidization chemicals (such as riboflavin etc.) as shown in Fig. 9 is placed instead of the nitrogen cylinder 54 in Fig. 7 and connected to the valve 53 via a pump 62. Thus, the deoxidization chemical in the container 61 is sprayed from

the distal tip of the insertion part 5 via the valve 53 and a channel 51 by the pump 62.

[0043]

According to the first modification comprised as such, oxygen in the air around the area to be observed is absorbed with a deoxidization chemical as shown in Fig. 10. Thus, it becomes in the condition that no oxygen exist in the air, and auto fluorescence is emitted from the normal tissue in the area being examined by the excitation light similar to the example of the above-mentioned fourth embodiment. Stronger fluorescence is emitted because no oxygen is in the air around the area being observed so that the same effect as the above-mentioned fourth embodiment can be obtained.

[0044]

In addition, it is known that the quenching effect will occurred in the heat-activated process by temperature rise.

[0045]

Thus, in a fluorescence observation endoscope apparatus as a second modification of the fourth embodiment, a cooling system 65, which cools nitrogen gas, is provided between a nitrogen cylinder 54 and a valve 53 as shown in Fig. 11. The valve 53 is opened at the same time as the excitation laser light is irradiated to the area to be examined so that the cooling system 65 cools the nitrogen gas 56 in the nitrogen ( $N_2$ ) cylinder 54. By spraying the cooled nitrogen gas around the area being examined via valve 53 and the channel 51, fluorescence intensity can be further increased and the performance of observation can be improved.

[0046]

Furthermore, in the first and second modifications of the fourth embodiment, nitrogen gas or the deoxidization chemical is supplied to a surrounding area to be

examined using the channel 51 of the endoscope 31. As a third modification, a fluorescence observation endoscope apparatus is provided with an abdominal air pump apparatus 73, which is connected to a CO<sub>2</sub> cylinder 72, for supplying CO<sub>2</sub> gas into abdominal region so as to expand the patient's abdominal area 71 for a intracavitary surgical operation. In addition, the light source apparatus 2 and the signal processor 3 (not illustrated) explained in the first embodiment are connected to an endoscope 31 so that a normal observation image and a fluorescence image can be displayed to be viewed on the monitor 4.

[0047]

For the intracavitary surgical operation shown in the third modification, the patient's abdominal area 71 is filled and expanded with CO<sub>2</sub> gas by the abdominal air pump apparatus 73. In this condition, normal and fluorescence observations of the outer surface of an organ are performed by the endoscope 31. CO<sub>2</sub> gas is utilized for abdominal air gas so that the oxygen concentration in the air around the area being observed is lowered. Thus, the fluorescence intensity can be increased and the performance of observation can be improved.

[0048]

[Additional Remarks]

(Additional Remark 1)

A fluorescence observation endoscope apparatus mentioned in the claim 1 which is characterized by the fact that the aforementioned fluorescence image photoelectric conversion means comprises a solid-state image sensing device and an image intensifier.

[0049]

(Additional Remark 2)

The fluorescence observation endoscope apparatus mentioned in the additional remark 1 which is characterized by the fact that aforementioned solid-state image sensing device is a CCD.

[0050]

(Additional Remark 3)

The fluorescence observation endoscope apparatus mentioned in the additional remark 1 which is characterized by the fact that the aforementioned solid-state image sensing device is a MOS.

[0051]

(Additional Remark 4)

The fluorescence observation endoscope apparatus mentioned in the additional remark 1 which is characterized by the fact that the aforementioned solid-state image sensing device is a SIT.

[0052]

(Additional Remark 5)

The fluorescence observation endoscope apparatus mentioned in Claim 1 which is characterized by the fact that the aforementioned fluorescence image photoelectric conversion means is an amplification-type solid-state image sensing device (AMI) which comprises the MOS and the image intensifier.

[0053]

(Additional Remark 6)

The fluorescence observation endoscope apparatus mentioned in Claim 1 which is characterized by having an optical means in the distal tip of the insertion part of aforementioned endoscope for separating into the aforementioned white light image and fluorescence image.

[0054]

(Additional Remark 7)

The fluorescence observation endoscope apparatus mentioned in Claim 1 which is characterized by the fact that the aforementioned fluorescence image transmission means is a relay lens.

[0055]

(Additional Remark 8)

The fluorescence observation endoscope apparatus mentioned in Claim 1 which is characterized by having the aforementioned insulation means which electrically insulate the aforementioned fluorescence image photoelectric conversion means.

[0056]

(Additional Remark 9)

The fluorescence observation endoscope apparatus mentioned in Additional Remark 8 which is characterized by the fact that the insulation means is a insulated transformer.

[0057]

(Additional Remark 10)

The fluorescence observation endoscope apparatus mentioned in Additional Remark 8 which is characterized by the fact that the aforementioned insulation means is a photo-coupler.

[0058]

(Additional Remark 11)

The fluorescence observation endoscope apparatus mentioned in Claim 1 which is characterized by having a detected fluorescence quantity increasing means which increases the quantity of fluorescence detected from the aforementioned fluorescence emitted by the aforementioned organism's tissue.

[0059]

(Additional Remark 12)

The fluorescence observation endoscope apparatus mentioned in Additional Remark 11 which is characterized by the fact that the aforementioned detected

fluorescence quantity increasing means is a oxygen removal means which removes oxygen molecule in the atmosphere around the aforementioned organism's tissue.

[0060]

(Additional Remark 13)

The fluorescence observation endoscope apparatus mentioned in Additional Remark 12 which is characterized by the fact that the aforementioned oxygen removal means is a nitrogen substitution means which substitutes the aforementioned oxygen molecule by nitrogen gas in the atmosphere around the aforementioned organism's tissue.

[0061]

(Additional Remark 14)

The fluorescence observation endoscope apparatus mentioned in Additional Remark 12 which is characterized by the fact that aforementioned oxygen removal means is a deoxidization chemical spray means which sprays the deoxidization chemical which observes the aforementioned oxygen molecule in the atmosphere around the aforementioned organism's tissue.

[0062]

(Additional Remark 15)

The fluorescence observation endoscope apparatus mentioned in Additional remark 14 which is characterized by the fact that the aforementioned deoxidization chemical is a riboflavin.

[0063]

(Additional Remark 16)

The fluorescence observation endoscope apparatus mentioned in Additional Remark 11 which is characterized by the fact that the aforementioned detected

fluorescence quantity increasing means is a cooling means to cool the aforementioned the atmosphere around the organism's tissue.

[0064]

[Effect of the Invention]

According to the fluorescence observation endoscope apparatus of this invention described above, a fluorescence image, transmitted from a fluorescence image transmitting means, is converted into an electrical signal by a fluorescence image photoelectric conversion means, which is provided in a handle portion, so as to observe fluorescence from a diseased area of organism's tissue. A white-light image of organism's tissue by white light is converted into an electrical signal by a white-light image photoelectric conversion means, which is provided in the distal tip of an insertion part, so as to observe normal image. Therefore, this invention has the effect on that excellent operation ability and a normal endoscope image with high resolution can be acquired and an auto-fluorescence image with high sensitivity can be detected.

[Brief Explanation of Drawings]

[Fig. 1]

Fig. 1 is a block diagram of a fluorescence observation endoscope apparatus relates to the first embodiment of this invention.

[Fig. 2]

Fig. 2 is a block diagram showing principal components of a fluorescence observation endoscope apparatus relates to the second embodiment of this invention.

[Fig. 3]

Fig. 3 is a block diagram showing principal components of the modification of a fluorescence observation endoscope apparatus of Fig. 2.

[Fig. 4]

Fig. 4 is a block diagram of a fluorescence observation endoscope apparatus relates to the third embodiment of this invention.

[Fig. 5]

Fig. 5 is a block diagram showing the modification of the fluorescence observation endoscope apparatus of Fig. 4.

[Fig. 6]

Fig. 6 is a characteristic diagram showing the relationship of atmosphere composition gas and fluorescence intensity relates to the fourth embodiment of this invention.

[Fig. 7]

Fig. 7 is a block diagram of a fluorescence observation endoscope apparatus taking advantage of the characteristics in Fig. 6.

[Fig. 8]

Fig. 8 is an explanatory drawing of the operation of the fluorescence observation endoscope apparatus of Fig. 9.

[Fig. 9]

Fig. 9 is a block diagram of the first modification of the fluorescence observation endoscope apparatus of Fig. 7.

[Fig. 10]

Fig. 10 is an explanatory drawing of the operation of the fluorescence observation endoscope apparatus of Fig. 9.

[Fig. 11]

Fig. 11 is a block diagram showing the second modification of the fluorescence observation endoscope apparatus of Fig. 7.



[Fig. 12]

Fig. 12 is a block diagram showing the third modification of the fluorescence observation endoscope apparatus of Fig. 7.

[Explanation of Symbols]

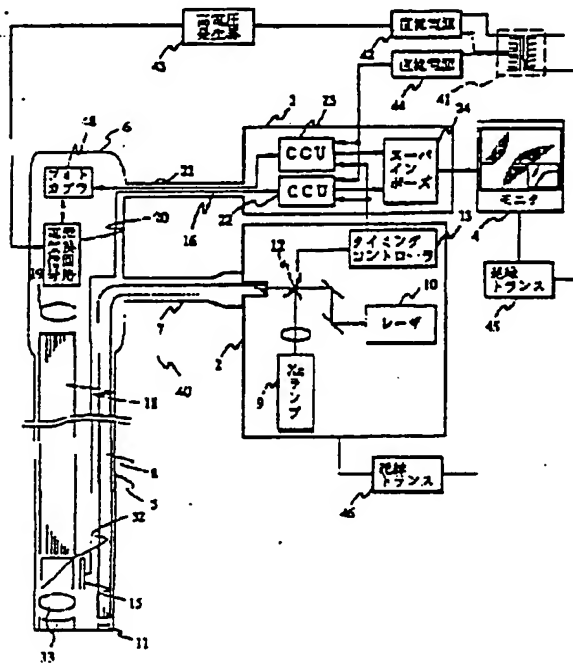
- 1...endoscope
- 2...light source apparatus
- 3...signal processor
- 4...monitor
- 5...insertion part
- 6...operating part
- 7...universal cable
- 8...image guide
- 9...Xe lamp
- 10...laser
- 11...illumination lens
- 12...movable mirror
- 13...timing controller
- 14, 17...optical objective system
- 15...CCD
- 16, 21...signal cable
- 18...image guide
- 19...lens
- 20...electrical signal conversion circuit
- 22, 23...CCU
- 24...superimposition circuit



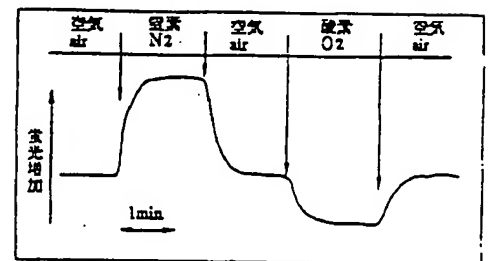
【図 5】

[FIGURE 5]

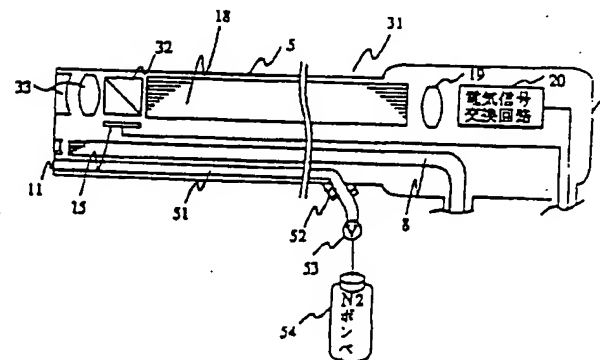
43 ... High-voltage generator	42 ... DC power
48 ... Photo Coupler	
44 ... DC power	4 ... Monitor
24 ... Super- Impose Circuit	13 ... Timing Controller
10 ... Laser	45 ... Insulated Transformer
9 ... Xe Lamp	46 ... Insulated Transformer



[Figure 6]



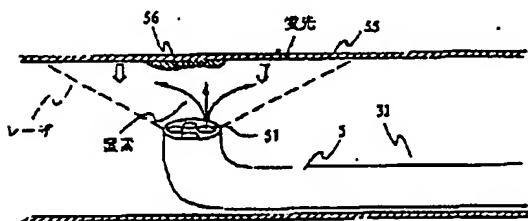
[Figure 7]



【図 8】

[FIGURE 8]

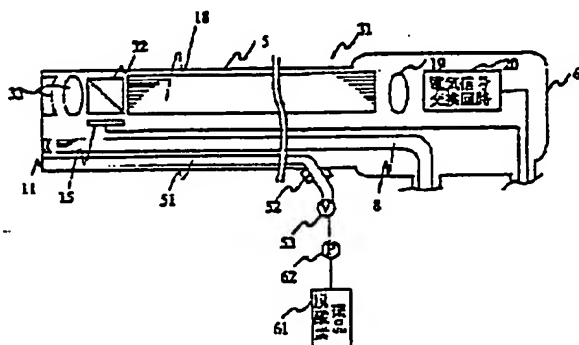
Laser	Nitrogen	Fluorescence
-------	----------	--------------



【図 9】

[FIGURE 9]

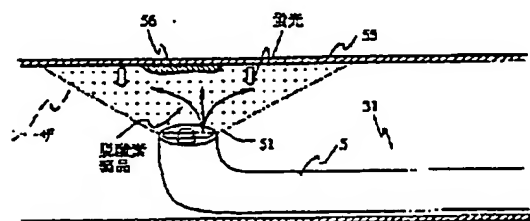
20 Electrical-Signal Exchange Circuit	61 Chemical Deoxidant
---------------------------------------	-----------------------



【図 10】

[FIGURE 10]

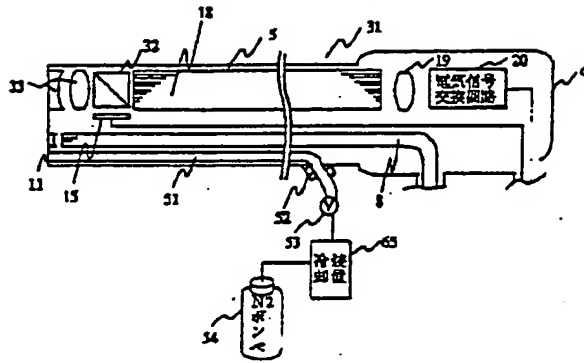
Laser	Chemical Deoxidant	Fluorescence
-------	--------------------	--------------



【図 11】

[FIGURE 11]

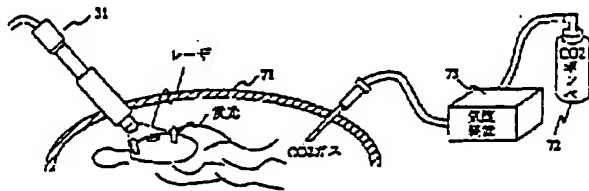
20 Electrical-Signal Exchange Circuit	54 Nitrogen cylinder
65 Cooling Apparatus	



【図 1 2】

[FIGURE 12]

Laser	Stomach Air Pump Apparatus
Fluorescence	CO2 Cylinder
CO2 Gas	



**THIS PAGE BLANK (USPTO)**

**MACHINE-ASSISTED TRANSLATION (MAT):**

(19)【発行国】 日本国特許庁 (J P)	(19)[ISSUING COUNTRY] Japanese Patent Office (JP)
(12)【公報種別】 公開特許公報 (A)	Laid-open (kokai) patent application number (A)
(11)【公開番号】 特開平 8 - 2 5 2 2 1 8	(11)[UNEXAMINED PATENT NUMBER] Unexamined Japanese patent No. 8-252218
(43)【公開日】 平成 8 年 ( 1 9 9 6 ) 1 0 月 1 日	(43)[DATE OF FIRST PUBLICATION] October 1st, Heisei 8 (1996)
(54)【発明の名称】 蛍光観察内視鏡装置	(54)[TITLE] Fluorescent observation endoscope apparatus
(51)【国際特許分類第 6 版】 A61B 1/06	(51)[IPC] A61B 1/06
【F I】 A61B 1/06 B	[FI] A61B 1/06 B
【審査請求】 未請求	[EXAMINATION REQUEST] UNREQUESTED
【請求項の数】 1	[NUMBER OF CLAIMS] 1
【出願形態】 O L	[Application form] O L
【全頁数】 9	[NUMBER OF PAGES] 9
(21)【出願番号】 特願平 7 - 5 7 4 7 7	(21)[APPLICATION NUMBER] Japanese Patent Application No. 7-57477

(22) 【出願日】

平成 7 年 ( 1 9 9 5 ) 3 月 1 6  
日

(22)[DATE OF FILING]

March 16th, Heisei 7 (1995)

(71) 【出願人】

(71)[PATENTEE/ASSIGNEE]

【識別番号】

0 0 0 0 0 0 3 7 6

[PATENTEE/ASSIGNEE CODE]

000000376

【氏名又は名称】

オリンパス光学工業株式会社

Olympus Optical Co., Ltd. K.K.

【住所又は居所】

東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 4 3  
番 2 号

[ADDRESS]

Tokyo, Shibuya-ku Hatagaya 2-43-2

(72) 【発明者】

(72)[INVENTOR]

【氏名】 平尾 勇実

HIRAO, Isami

【住所又は居所】

東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 4 3  
番 2 号 オリンパス光学工業株  
式会社内

[ADDRESS]

Tokyo, Shibuya-ku Hatagaya 2-43-2  
Olympus Optical Co., Ltd. K.K.

(72) 【発明者】

(72)[INVENTOR]

【氏名】 金子 守

KANEKO, Mamoru

【住所又は居所】

東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 4 3  
番 2 号 オリンパス光学工業株

[ADDRESS]

Tokyo, Shibuya-ku Hatagaya 2-43-2  
Olympus Optical Co., Ltd. K.K.



式会社内

(74)【代理人】

(74)[PATENT ATTORNEY]

【弁理士】

【氏名又は名称】 伊藤 進 ITOH, Susumu

(57)【要約】

(57)[SUMMARY]

【目的】

操作性に優れ、高解像度の通常内視鏡画像を得ると共に、高感度に自家蛍光像を検出する。

[OBJECT]

While it excels in operativity and the usual endoscope image of a high resolution is obtained, a home fluorescence image is detected to a high sensitivity.

【構成】

白色光による通常観察像は、内視鏡1の挿入部5先端に設けられた対物光学系14により挿入部5の先端内に設けられたCCD15の撮像面に結像されCCD15により電気信号に変換され、挿入部5及び操作部6内を挿通する信号ケーブル16により信号処理装置3に伝送される。励起用レーザによる生体組織の蛍光像は、対物光学系17及び挿入部5内を挿通するイメージガイド18を介して操作部6内に伝送され、操作部6内に設けられたレンズ19を介しイメージ・インテンシファイヤ及

[SUMMARY OF THE INVENTION]

The image-pick-up surface of CCD 15 provided in the end of an insertion part 5 with the objective optical system 14 provided at insertion-part 5 end of an endoscope 1 project the images the usual observation image by white light, and it is converted into an electrical signal by CCD 15.

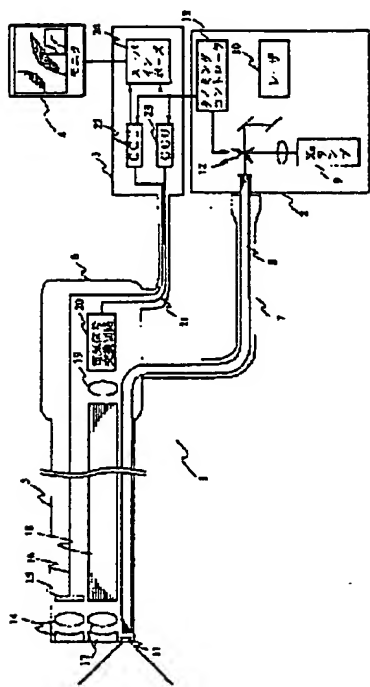
The signal cable 16 which passes through the inside of the insertion part 5 and the operating part 6 transmits to the signal-processing apparatus 3.

The fluorescent image of the organism tissue by the laser for excitation is transmitted in an operating part 6 via the image guide 18 which passes through the inside of the objective optical system 17 and the insertion part 5.

びCCDより構成される電気信号交換回路20で電気信号に変換され信号ケーブル21により信号処理装置3に伝送される。

It converts into an electrical signal in the electrical-signal exchange circuit 20 which consists of an image intensifier and CCD via the lens 19 provided in the operating part 6, and a signal cable 21 transmits to the signal-processing apparatus 3.

20 Electrical-Signal Exchange Circuit	13 Timing Controller
4 Monitor	10 Laser
24 Super- Impose	9 Lamp



# 【特許請求の範囲】

# [CLAIMS]

## 【請求項1】

内視鏡の挿入部の先端より生体組織に励起光を照射し、前記生体組織から発生する蛍光により前記生体組織を観察する蛍光観

## [CLAIM 1]

Excitation light are irradiated from the end of the insertion part of an endoscope to an organism tissue.

In the fluorescent observation endoscope

察内視鏡装置において、  
白色光及び前記励起光を前記内  
視鏡に供給する光供給手段を備  
え、  
前記内視鏡は、  
前記挿入部先端内に前記白色光  
による前記生体組織の白色光像  
を電気信号に変換する白色光像  
光電変換手段を有し、  
前記挿入部内に前記生体組織か  
らの前記蛍光による蛍光像を前  
記内視鏡の前記挿入部の基端に  
設けられた操作部に伝送する蛍  
光像伝送手段を有し、  
前記操作部内に前記蛍光像伝送  
手段により伝送された前記蛍光  
像を電気信号に変換する蛍光像  
光電変換手段を有することを特  
徴とする蛍光観察内視鏡装置。

apparatus which observes an above-mentioned  
organism tissue according to the fluorescence  
generated from an above-mentioned organism  
tissue, optical supply means to supply white  
light and above-mentioned excitation light to an  
above-mentioned endoscope is provided.

An above-mentioned endoscope has white  
light-image photoelectric-conversion means to  
convert the white light image of the above-  
mentioned organism tissue by above-  
mentioned white light into an electrical signal, in  
an above-mentioned insertion-part end.

It has fluorescent image transmission means  
to transmit the fluorescent image by the above-  
mentioned fluorescence from an above-  
mentioned organism tissue to the operating part  
in which it was provided by the base end of the  
above-mentioned insertion part of an above-  
mentioned endoscope, in an above-mentioned  
insertion part. It has fluorescent image  
photoelectric-conversion means to convert the  
above-mentioned fluorescent image transmitted  
by above-mentioned fluorescent image  
transmission means in the above-mentioned  
operating part into an electrical signal.

Fluorescent observation endoscope  
apparatus characterised by the above-  
mentioned.

**【発明の詳細な説明】****[DETAILED DESCRIPTION OF INVENTION]****【 0 0 0 1 】****[0001]****【産業上の利用分野】****[INDUSTRIAL APPLICATION]**

本発明は、被検査対象に励起光  
を照射し、その被検査対象から

This invention irradiates excitation light for a  
tested object.

発する蛍光より、疾患部位を診断する蛍光診断装置に関する。

From the fluorescence emitted from that tested object, it relates to the fluorescent-diagnosis apparatus which diagnoses an illness part.

【0002】

[0002]

【従来の技術】

近年、内視鏡等により生体からの自家蛍光や、生体へ薬物を注入し、その薬物の蛍光を2次元画像として検出し、その蛍光像から、生体組織の変性や癌等の疾患状態（例えば、疾患の種類や浸潤範囲）を診断する技術がある。

[PRIOR ART]

In recent years, a medicine is injected to the home fluorescence from the organism, and the organism by the endoscope etc.

It is detected, doing the fluorescence of that medicine as a two-dimensional image.

From that fluorescent image, there is a technology that illness condition (for example, the variety and permeation range of the illness), such as the denaturation of an organism tissue and cancer, is diagnosed.

【0003】

生体組織に光を照射するとその励起光より長い波長の蛍光が発生する。生体における蛍光物質として、例えばNADH（ニコチンアミドアデニンヌクレオチド）、FMN（フラビンモノヌクレオチド）、ピリジンヌクレオチド等がある。最近では、このような、生体内因物質と、疾患との相互関係が明確になってきた。また、HpD（ヘマトポルフリン）、Photofrin, ALA（ $\delta$ -amino levulinic acid）は、癌への集積性があり、

[0003]

If a light is irradiated to an organism tissue, the fluorescence of a wavelength longer than those excitation light will occur.

It is as the fluorescent material in the organism, for example, there are NADH (nicotinamide adenine nucleotide), FMN (flavin mononucleotide), pyridine nucleotide, etc.

Recently, the interactive relationship with the illness is clear such in-the-living-body causative substances. Moreover, HpD (hematoporphyrin), Photofrin, and ALA ( $\delta$ -amino levulinic acid) have the accumulative property in cancers. This is injected in the living body.

An illness part can be diagnosed by observing the fluorescence of an above-

これを生体内に注入し、前記物質の蛍光を観察することで疾患部位を診断できる。

## 【0004】

このような蛍光は、極めて微弱であるので、その観察のためには、極めて高感度の撮影を必要とする。この高感度撮影を行うものとして、例えば本出願人は特願平6-44462号において、イメージ・インテンシファイヤを用いた蛍光診断装置を提案している。

## [0004]

Because such a fluorescence is extremely weak, it needs photography of a high sensitivity extremely for that observation.

As that which performs this high sensitive photography, for example, this applicant become as follows in Japanese Patent Application No. 6-44462. The fluorescent-diagnosis apparatus using the image intensifier is proposed.

## 【0005】

【発明が解決しようとする課題】

しかしながら、従来の蛍光診断装置では、白色光による通常観察像と、自家蛍光の蛍光像を検出するための画像撮像装置を内蔵した外付けカメラを内視鏡の操作部の接眼部等に別途取り付けているために、操作部が大きくかつ重くなり、検査中における内視鏡操作に支障をきたし、検査部位に対するオリエンテーションがつけづらいといった問題がある。また、従来の蛍光診断装置は、白色光による通常観察像及び自家蛍光の蛍光像を内視鏡内に挿通したファイバ束からなるイメージガイドで伝送し外付けカメラで検出するといっ

## [0005]

## [PROBLEM ADDRESSED]

However, in conventional fluorescent-diagnosis apparatus, since the outside attachment camera having the image image-pick-up apparatus for detecting the usual observation image by white light and the fluorescent image of a home fluorescence is separately attached in the eye-piece part of the operating part of an endoscope etc., an operating part becomes largely and heavy.

Trouble is caused to the endoscope operation during inspection.

There is a problem that it is hard to do the orientation to an inspection-part place.

Moreover, conventional fluorescent-diagnosis apparatus is transmitted by the image guide which consists of the fibre bundle which passed through the usual observation image by white light, and the fluorescent image of a home

た構成であるため、近年広く普及している高解像度の通常内視鏡画像を得ることのできる電子内視鏡に適用できないといった問題もある。

fluorescence in the endoscope, and since it is the component that an outside attachment camera detects, there is also a problem that it is inapplicable to the electron endoscope which can obtain the usual endoscope image of the high resolution which has prevailed widely in recent years.

**【0006】**

本発明は、上記事情に鑑みてなされたものであり、操作性に優れ、高解像度の通常内視鏡画像を得ると共に、高感度に自家蛍光像を検出することのできる蛍光観察内視鏡装置を提供することを目的としている。

**[0006]**

This invention is formed in consideration of an above-mentioned situation.

While it excels in operativity and the usual endoscope image of a high resolution is obtained, it aims at offering a high sensitivity with the fluorescent observation endoscope apparatus which can detect a home fluorescence image.

**【0007】**

**【課題を解決するための手段】**  
本発明の蛍光観察内視鏡装置は、内視鏡の挿入部の先端より生体組織に励起光を照射し、前記生体組織から発生する蛍光により前記生体組織を観察する蛍光観察内視鏡装置において、白色光及び前記励起光を前記内視鏡に供給する光供給手段を備え、前記内視鏡は、前記挿入部先端内に前記白色光による前記生体組織の白色光像を電気信号に変換する白色光像光電変換手段を有し、前記挿入部内に前記生体組織からの前記蛍光による蛍光像を前記内視鏡の前記挿入

**[0007]****[SOLUTION OF THE INVENTION]**

The fluorescent observation endoscope apparatus of this invention irradiates excitation light from the end of the insertion part of an endoscope to an organism tissue.

In the fluorescent observation endoscope apparatus which observes an above-mentioned organism tissue according to the fluorescence generated from an above-mentioned organism tissue, optical supply means to supply white light and above-mentioned excitation light to an above-mentioned endoscope is provided.

An above-mentioned endoscope has white light-image photoelectric-conversion means to convert the white light image of the above-mentioned organism tissue by above-

部の基端に設けられた操作部に伝送する蛍光像伝送手段を有し、前記操作部内に前記蛍光像伝送手段により伝送された前記蛍光像を電気信号に変換する蛍光像光電変換手段を有して構成される。

mentioned white light into an electrical signal, in an above-mentioned insertion-part end.

It has fluorescent image transmission means to transmit the fluorescent image by the above-mentioned fluorescence from an above-mentioned organism tissue to the operating part in which it was provided by the base end of the above-mentioned insertion part of an above-mentioned endoscope, in an above-mentioned insertion part.

It has fluorescent image photoelectric-conversion means to convert the above-mentioned fluorescent image transmitted by above-mentioned fluorescent image transmission means in the above-mentioned operating part into an electrical signal, and it is comprised.

【 0 0 0 8 】

[0008]

【 作 用 】

本発明の蛍光観察内視鏡装置では、前記操作部内に設けられた前記蛍光像光電変換手段で前記蛍光像伝送手段により伝送された前記蛍光像を電気信号に変換し前記生体組織の病変部を蛍光観察すると共に、前記挿入部先端内に設けられた前記白色光像光電変換手段で前記白色光による前記生体組織の白色光像を電気信号に変換し通常観察することで、操作性に優れ、高解像度の通常内視鏡画像を得ると共に、高感度に自家蛍光像を検出することを可能とする。

[Effect]

In the fluorescent observation endoscope apparatus of this invention, while the above-mentioned fluorescent image transmitted by above-mentioned fluorescent image transmission means with above-mentioned fluorescent image photoelectric-conversion means provided in the above-mentioned operating part is converted into an electrical signal and the fluorescence observation of the disease part of an above-mentioned organism tissue is performed, the white light image of the above-mentioned organism tissue by above-mentioned white light is converted into an electrical signal with above-mentioned white light-image photoelectric-conversion means

provided in the above-mentioned insertion-part end. Usually it is observing. It excels in operativity. While obtaining the usual endoscope image of a high resolution, it enables detecting a home fluorescence image to a high sensitivity.

【 0 0 0 9 】

[0009]

【実施例】

以下、図面を参照しながら本発明の実施例について述べる。

【Example】

Hereafter, the example of this invention is described, referring to drawing.

【 0 0 1 0 】

図 1 は本発明の第 1 実施例に係る蛍光観察内視鏡装置の構成を示す構成図である。

[0010]

Fig. 1 is a block diagram showing the component of the fluorescent observation endoscope apparatus based on the 1st example of this invention.

【 0 0 1 1 】

(構成) 本実施例の蛍光観察内視鏡装置は、図 1 に示すように、体腔内に挿入し疾患部位等の観察部位の通常観察像及び蛍光観察像を得る内視鏡 1 と、白色光及び励起用レーザを内視鏡 1 に供給する光源装置 2 と、内視鏡 1 により得られた通常観察像及び蛍光観察像を信号処理する信号処理装置 3 と、信号処理装置 3 により信号処理された通常観察像及び蛍光観察像を表示するモニタ 4 とから構成される。

[0011]

(Component)

It is with the endoscope 1 which inserts in an intra-corporeal and obtains the usual observation image and the fluorescent observation images of an observation part, such as an illness part, as the fluorescent observation endoscope apparatus of this example is shown in Fig. 1. The light source device 2 which supplies white light and the laser for excitation to an endoscope 1, the signal-processing apparatus 3 which performs the signal processing of the usual observation image obtained by the endoscope 1 and the fluorescent observation image, It consists of the monitor 4 which displays the usual observation image by which the signal processing was



performed with the signal-processing apparatus 3, and a fluorescent observation image.

**【0012】**

光源装置 2 は、内視鏡 1 の挿入部 5 内及び挿入部 5 の基端に設けられた操作部 6 から延出したユニバーサルケーブル 7 内を挿通するライトガイド 8 を介して通常観察用の白色光を供給する Xe ランプ 9 及び励起用レーザ（例えばアレキサンドライトレーザ、色素レーザ、自由電子レーザ等）を供給するレーザ 10 とを有しており、内視鏡 1 の挿入部 5 先端内では、ライトガイド 8 により伝送された白色光及び励起用レーザを照明光学系 11 により体腔内の観察部位を照射するようになっている。また、光源装置 2 内には Xe ランプ 9 からの白色光とレーザ 10 からの励起用レーザを切り換えてライトガイド 8 に供給する可動ミラー 12 が設けられており、この可動ミラー 12 の切り換えは、光源装置 2 内に設けられたタイミングコントローラ 13 により制御されるようになっている。

**【0013】**

観察部位の白色光による通常観察像は、内視鏡 1 の挿入部 5 先端に設けられた通常観察用の対物光学系 14 により挿入部 5 の

**[0012]**

The light source device 2 has the laser 10 which supplies the Xe lamp 9 and the lasers for excitation (for example, an alexandrite laser, a dye laser, free electron laser, etc.) which supply white light for a usual observation via the light guide 8 which passes through the inside of the universal cable 7 extended from the operating part 6 provided in the inside of the insertion part 5 of an endoscope 1, and the base end of an insertion part 5.

In the insertion-part 5 end of an endoscope 1, white light and the laser for excitation which were transmitted by the light guide 8 are become as follows with the illumination optical system 11. The observation part of an intra-corporeal is irradiated.

Moreover, the movable mirror 12 which the laser for excitation from white light and the laser 10 from the Xe lamp 9 is switched within a light source device 2, and is supplied to a light guide 8 is provided.

The switch of this movable mirror 12 is controlled by the timing controller 13 provided in the light source device 2.

**[0013]**

The solid-state image-pick-up element provided in the end of an insertion part 5 with the objective optical system 14 for a usual observation provided at insertion-part 5 end of

先端内に設けられた固体撮像素子、例えばCCD 15の撮像面に結像されCCD 15により電気信号に変換され、挿入部5及び操作部6内を挿通する信号ケーブル16により信号処理装置3に伝送されるようになっている。また、励起用レーザによる観察部位の生体組織の蛍光像は、蛍光観察用の対物光学系17及び挿入部5内を挿通するイメージガイド18を介して操作部6内に伝送され、操作部6内に設けられたレンズ19を介しイメージ・インテンシファイヤ及び固体撮像素子例えばCCDより構成される電気信号交換回路20で電気信号に変換され信号ケーブル21により信号処理装置3に伝送されるようになっている。

**[0014]**

なお、電気信号交換回路20を構成する固体撮像素子はCCDとしたが、これに限らずMOS、SITであってもよいし、MOSとイメージ・インテンシファイヤを一体構成したAMIであってもよい。

**[0015]**

信号処理装置3は、CCD 15を信号ケーブル16を介して駆

an endoscope 1, for example, image-pick-up surface of CCD 15, project the images the usual observation image by white light of an observation part, and it is converted into an electrical signal by CCD 15.

It transmits to the signal-processing apparatus 3 by the signal cable 16 which passes through the inside of the insertion part 5 and the operating part 6.

Moreover, the fluorescent image of the organism tissue of the observation part by the laser for excitation is transmitted in an operating part 6 via the image guide 18 which passes through the inside of the objective optical system 17 for a fluorescent observation, and the insertion part 5.

It converts into an electrical signal in the electrical-signal exchange circuit 20 which consists of an image intensifier and a solid-state image-pick-up element, for example, CCD, via the lens 19 provided in the operating part 6, and it transmits to the signal-processing apparatus 3 by the signal cable 21.

**[0014]**

In addition, the solid-state image-pick-up element which comprises the electrical-signal exchange circuit 20 was set to CCD.

However, it may not restrict to this but it may be MOS and SIT.

It may be AMI which comprised MOS and the image intensifier integrally.

**[0015]**

The signal-processing apparatus 3 is with the 1st camera control unit (abbreviated to CCU

動制御し CCD 15 からの電気信号を信号処理する第 1 のカメラコントロールユニット(以下、CCU と略記する) 22 と、電気信号交換回路 20 を信号ケーブル 21 を介して駆動制御し電気信号交換回路 20 からの電気信号を信号処理する第 2 の CCU 23 とを備え、これら CCU 22、23 は、光源装置 2 内に設けられたタイミングコントローラ 13 からの制御信号により観察部位に照射される白色光及び励起用レーザに同期して信号処理するようになっている。そして、CCU 22、23 で信号処理され生成された画像信号は、信号処理装置 3 内のスーパーインポーズ回路 24 に入力され、スーパーインポーズ回路 24 では、例えば一方を親画像とし他方をその親画像にスーパーインポーズさせた子画像とした合成画像信号を生成し、その合成画像信号をモニタ 4 に出力することで、モニタ 4 に合成画像を表示させるようになっている。なお、モニタ 4 に表示させる画像は上記の合成画像に限らず、どちらか一方のみの画像を表示させることが可能であり、親画像と子画像の切り換えや一方のみの表示等の指示は、信号処理装置 3 に設けられた図示しないスイッチにより容易に行うことができるようになっている。

hereafter) 22 which performs the drive control of CCD 15 via a signal cable 16, and performs the signal processing of the electrical signal from CCD 15. 2nd CCU 23 which performs the drive control of the electrical-signal exchange circuit 20 via a signal cable 21, and performs the signal processing of the electrical signal from the electrical-signal exchange circuit 20 is provided.

Synchronising with white light and the laser for excitation which are irradiated by the observation part with the control signal from the timing controller 13 provided in the light source device 2, the signal processing of these CCU 22 and 23 is performed.

And, the image signal which the signal processing was performed and was generated by CCU 22 and 23 is input into the super-impose circuit 24 in the signal-processing apparatus 3.

Let one side be a parent image in the super-impose circuit 24, for example. The synthetic image signal which made another side the super-child image which performed the impose at that parent image is generated.

With outputting that synthetic image signal to a monitor 4, a synthetic image is displayed to a monitor 4.

In addition, the image which make a monitor 4 display is not restricted to the above-mentioned synthetic image. It is possible to make an any one of images display.

The switch (not illustrated) provided in the signal-processing apparatus 3 can perform now easily indications, such as the switch of a parent image and a child image, or only one

display.

**【0016】**

(作用) 次に、このように構成された本実施例の蛍光観察内視鏡装置の作用について説明する。

**[0016]**

(Effect)

Next, an effect of the fluorescent observation endoscope apparatus of this example comprised in this way is explained.

**【0017】**

まず、タイミングコントローラ 13 の制御を受けた可動ミラー 12 により、Xe ランプ 9 からの白色光が、内視鏡 1 のライトガイド 8 を介して挿入部 5 の先端前方の観察部位に照射される。この白色光により観察部位の通常観察像は、対物光学系 14 を介して CCD 15 の結像面に結像される。信号処理装置 3 内の第 1 の CCU 22 は、タイミングコントローラ 13 からの制御信号により CCD 15 を駆動制御し通常観察像の電気信号を信号処理し、通常観察画像を得てスーパーインポーズ回路 24 に出力する。

**[0017]**

First, white light from the Xe lamp 9 is irradiated via the light guide 8 of an endoscope 1 by the movable mirror 12 which received the control of the timing controller 13 at the observation part in front of the end of an insertion part 5.

The image-formation surface of CCD 15 project the images the usual observation image of an observation part via the objective optical system 14 according to this white light.

1st CCU 22 in the signal-processing apparatus 3 performs the drive control of CCD 15 with the control signal from the timing controller 13, and performs the signal processing of the electrical signal of a usual observation image.

A usual observation image is obtained and it outputs to the super-impose circuit 24.

**【0018】**

次に、タイミングコントローラ 13 の制御を受けた可動ミラー 12 により、レーザ 10 からの励起用レーザが、内視鏡 1 のライトガイド 8 を介して挿入部 5 の先端前方の観察部位に照射される。この励起用レーザにより観察部位の生体組織から自家蛍

**[0018]**

Next, the laser for excitation from a laser 10 is irradiated via the light guide 8 of an endoscope 1 by the movable mirror 12 which received the control of the timing controller 13 at the observation part in front of an insertion part 5 end.

A home fluorescence is excited from the organism tissue of an observation part with this

光が励起され、この自家蛍光による蛍光像は、対物光学系 17、イメージガイド 18 及びレンズ 19 を介して電気信号交換回路 20 に伝送される。信号処理装置 3 内の第 2 の CCU 23 は、タイミングコントローラ 13 からの制御信号により信号ケーブル 21 を介して電気信号交換回路 20 を駆動制御し蛍光像の電気信号を信号処理し、蛍光画像を得てスーパーインポーズ回路 24 に出力する。

**【0019】**

そして、スーパーインポーズ回路 24 では、例えば通常観察画像及び蛍光画像の一方を親画像とし他方をその親画像にスーパーインポーズさせた子画像とした合成画像信号を生成し、その合成画像信号をモニタ 4 に出力することで、モニタ 4 に合成画像を表示させる。

**【0020】**

(効果) このように本実施例の蛍光観察内視鏡装置によれば、通常観察は、従来の電子内視鏡と同じように CCD 15 で撮像することで高解像度の観察画像を得ることができると共に、蛍光画像を得るための電気信号交

laser for excitation.

The fluorescent image by this home fluorescence is transmitted to the electrical-signal exchange circuit 20 via the objective optical system 17, the image guide 18, and the lens 19.

The 2nd CCU 23 in the signal-processing apparatus 3 performs the drive control of the electrical-signal exchange circuit 20 via a signal cable 21 with the control signal from the timing controller 13, and performs the signal processing of the electrical signal of a fluorescent image.

A fluorescent image is obtained and it outputs to the super- impose circuit 24.

**[0019]**

And, the synthetic image signal which made the parent image either the usual observation image or the fluorescent image, for example, and made another side the super- child image which performed the impose at that parent image is generated in the super- impose circuit 24.

A monitor 4 is made to display a synthetic image with outputting that synthetic image signal to a monitor 4.

**[0020]**

(Effect)

Thus according to the fluorescent observation endoscope apparatus of this example, because it builds in the electrical-signal exchange circuit 20 for obtaining a fluorescent image in an operating part 6 and comprises it while a usual observation can

換回路 20 を操作部 6 内に内蔵して構成しているので内視鏡 1 の操作性を向上させることができる。

**【0021】**

次に、本発明の第 2 実施例について説明する。

**【0022】**

図 2 及び図 3 は本発明の第 2 実施例に係わり、図 2 は蛍光観察内視鏡装置の要部の構成を示す構成図、図 3 は図 2 の蛍光観察内視鏡装置の変形例の要部の構成を示す構成図である。第 2 実施例は第 1 実施例とほとんど同じであるので、異なる構成のみ説明し、同一の構成には同じ符号をつけ説明は省略する。

**【0023】**

(構成) 第 1 実施例においては、通常観察像及び蛍光像を各々別々の対物光学系を介して CCD 及びイメージガイドに導入していたが、本実施例では、図 2 に示すように、内視鏡 31 の挿入部 5 の先端部内にビームスプリッタ 32 を設けている。すなわち、このビームスプリッタ 32 は、対物光学系 33 より入射

obtain the observation image of a high resolution by picking up by CCD 15 like a conventional electron endoscope, it can improve the operativity of an endoscope 1.

**[0021]**

Next, the 2nd example of this invention is explained.

**[0022]**

Fig. 2 and 3 is concerned in the 2nd example of this invention.

Fig. 2 is a block diagram showing the component of the principal part of fluorescent observation endoscope apparatus. Fig. 3 is a block diagram showing the component of the principal part of the modification of the fluorescent observation endoscope apparatus of Fig. 2.

Because the 2nd example is almost the same as the 1st example, it explains only a different component.

Explanation of the same symbol as an identical component is abridged.

**[0023]**

(Component)

In the 1st example, a usual observation image and a usual fluorescent image were guided to CCD and the image guide via each separate objective optical system.

However, in this example, as shown in Fig. 2, the beam splitter 32 is provided in the end circles of the insertion part 5 of an endoscope 31.

That is, this beam splitter 32 performs the

した通常観察像及び蛍光像のうち蛍光像の領域の光を透過し、通常観察像の領域の光を直角方向に反射することで、蛍光像と通常観察像を分離する光学素子であって、このビームスプリッタ32の入射光軸後方にイメージガイド18を配置し、ビームスプリッタ32による反射光を受光するCCD15を入射光軸の直交方向に配置して内視鏡31を構成している。その他の構成は第1実施例と同じである。

transmission of the light of the area of a fluorescent image among the usual observation image which performed incidence from the objective optical system 33, and a fluorescent image.

It is reflecting the light of the area of a usual observation image in the right-angled direction, and it is the optical element which isolates a fluorescent image and a usual observation image.

The image guide 18 is arranged behind the incident-light shaft of this beam splitter 32.

CCD 15 which receives the reflected light by the beam splitter 32 is arranged on the orthogonal direction of an incident-light shaft, and an endoscope 31 is comprised.

Other components are the same as that of the 1st example.

**【0024】**

(作用) 対物光学系33より入射した通常観察像及び蛍光像のうち、蛍光像はビームスプリッタ32を透過しイメージガイド18を介して電気信号交換回路20に伝送され、通常観察像はビームスプリッタ32により直角に反射され、CCD15の結像面に結像される。その他の作用は第1実施例と同じである。

**[0024]**

(Effect)

Among the usual observation image which performed incidence from the objective optical system 33, and a fluorescent image, a fluorescent image performs the transmission of the beam splitter 32, and is transmitted to the electrical-signal exchange circuit 20 via the image guide 18.

A usual observation image is reflected by the beam splitter 32 right-angled.

The image-formation surface of CCD 15 project the images.

Other effects are the same as that of the 1st example.

**【0025】****[0025]**

(効果) このように本実施例によれば、第1実施例の効果に加え、蛍光像と通常観察像を分離するビームスプリッタ32を内視鏡31の挿入部5の先端部内に設けたことで、蛍光像と通常観察像を入射する対物光学系を共用することができ、内視鏡31の挿入部5を細径化できる。

**【0026】**

なお、上記第2実施例において、蛍光像を電気信号交換回路20に伝送する手段としてイメージガイド18を例に説明したが、これに限らず、図3に示すように、リレーレンズ35を用いて構成してもよく、この場合、イメージガイド18より鮮明な生体組織からの蛍光像を伝送できる。また、イメージガイドの代わりにリレーレンズを適用することは、第2実施例のみならず、第1実施例及び後述する各実施例にも適用できることはいうまでもなく、同様に鮮明な生体組織からの蛍光像を伝送できる。

**【0027】**

次に、本発明の第3実施例について説明する。

**【0028】****(Effect)**

Thus according to this example, the objective optical system which performs incidence of a fluorescent image and the usual observation image can be shared by having provided the beam splitter 32 which isolates a fluorescent image and a usual observation image in the end circles of the insertion part 5 of an endoscope 31 in addition to the effect of the 1st example.

The narrow diameter of the insertion part 5 of an endoscope 31 can be done.

**[0026]**

In addition, in the 2nd above-mentioned example, the image guide 18 was explained to the example as means to transmit a fluorescent image to the electrical-signal exchange circuit 20.

However, as it does not restrict to this but it is shown in Fig. 3, it may comprise using the relay lens 35.

In this case, the fluorescent image from an organism tissue clearer than the image guide 18 can be transmitted.

Moreover, applying a relay lens instead of an image guide only not only in the 2nd example, it need not to say that it is applicable also to the 1st example and each example mentioned later. The fluorescent image from a clear organism tissue can be transmitted similarly.

**[0027]**

Next, the 3rd example of this invention is explained.

**[0028]**



図 4 及び図 5 は本発明の第 3 実施例に係わり、図 4 は蛍光観察内視鏡装置の構成を示す構成図、図 5 は図 4 の蛍光観察内視鏡装置の変形例の構成を示す構成図である。第 3 実施例は第 2 実施例とほとんど同じであるので、異なる構成のみ説明し、同一の構成には同じ符号をつけ説明は省略する。

Fig. 4 and 5 is concerned in the 3rd example of this invention.

Fig. 4 is a block diagram showing the component of fluorescent observation endoscope apparatus. Fig. 5 is a block diagram showing the component of the modification of the fluorescent observation endoscope apparatus of Fig. 4.

Because the 3rd example is almost the same as the 2nd example, it explains only a different component.

Attachment explanation abridges the same symbol as an identical component.

【0029】

(構成) 蛍光像を検出し電気信号に交換する電気信号交換回路 20 のイメージ・インテンシファイヤを駆動するには、一般に高圧電源を用いる必要があるため、操作部 6 に内蔵した電気信号交換回路 20 においても、他の電気部品（たとえば図 1 の信号ケーブル 16）との絶縁を確保するために十分な空間距離及び沿面距離が必要なため、操作部 6 を小さくするにはある程度限界がある。

[0029]

(Component)

Since space distance and a creeping distance sufficient in order to secure the insulation with the other electric component (for example, the signal cable 16 of Fig. 1) are required, in order to make an operating part 6 small, also in the electrical-signal exchange circuit 20 which built in an operating part 6 since a high voltage power supply needs to use generally in order to drive the image intensifier of the electrical-signal exchange circuit 20 which a fluorescent image detects and exchanges for an electrical signal, there is a limit to some extent.

【0030】

そこで、本実施例では、図 4 に示すように、絶縁トランス 41 を介して電力を供給し、直流電源 42 及び高電圧発生器 43 により高電圧を内視鏡 40 の操作

[0030]

Consequently, in this example, as shown in Fig. 4, an electric power is supplied via the insulated transformer 41.

The high voltage is applied in the electrical-signal exchange circuit 20 in the operating part

部 6 内の電気信号交換回路 20 に印加するようになっている。

また、信号処理装置 3 内の第 1 及び第 2 の CCU 22、23 に対しても絶縁トランス 41 を介して電力を供給し、直流電源 44 により電圧を印加するようになっている。さらに、同じく、光源装置 2 及びモニタ 4 に対しても、絶縁トランス 45、46 を介して電圧を印加するようになっている。その他の構成は第 2 実施例と同じである。

6 of an endoscope 40 by DC power 42 and the high-voltage generator 43.

Moreover, an electric power is supplied via the insulated transformer 41 also to first and second CCU 22 and 23 in the signal-processing apparatus 3.

A voltage is applied by DC power 44.

Furthermore, a voltage is similarly applied via the insulated transformers 45 and 46 also to the light source device 2 and the monitor 4.

Other components are the same as that of the 2nd example.

#### 【0031】

(作用) 本実施例においては、絶縁トランス 41 により内視鏡 40 の操作部 6 内の電気信号交換回路 20 と、信号処理装置 3 内の第 1 及び第 2 の CCU 22、23 とが電氣的に絶縁された状態で、電気信号交換回路 20 に高電圧が印加される。その他の作用は第 2 実施例と同じである。

#### [0031]

(Effect)

In this example, it is in the condition that the electrical-signal exchange circuit 20 in the operating part 6 of an endoscope 40 and first and second CCU 22 and 23 in the signal-processing apparatus 3 were electrically insulated by the insulated transformer 41, and the high voltage is applied by the electrical-signal exchange circuit 20.

Other effects are the same as that of the 2nd example.

#### 【0032】

(効果) 従って、本実施例の蛍光観察内視鏡装置によれば、第 2 実施例の効果に加え、電気信号交換回路 20 を他の電気部品と電氣的に絶縁しているために、操作部 6 内での空間、沿面距離を小さくすることができ、操作部 6 を小型化し、操作性を

#### [0032]

(Effect)

Therefore, according to the fluorescent observation endoscope apparatus of this example, since the electrical-signal exchange circuit 20 is electrically insulated with the other electric component in addition to the effect of the 2nd example, the space within an operating part 6 and a creeping distance can be made

向上させることができる。

small. An operating part 6 is reduced in size. Operativity can be improved.

【0033】

なお、上記第3実施例では、電気信号交換回路20と第2のCCU23とを信号ケーブル21により信号を伝送する構成としているが、これに限らず、図5に示すように、電気信号交換回路20と第2のCCU23との信号伝送をフォトカップラ48を介して行うことで、電気信号交換回路20と第2のCCU23とを電氣的に絶縁して構成してもよく、このように構成することでさらに小型化が図れ、操作性が向上する。

[0033]

In addition, in the 3rd above-mentioned example, the electrical-signal exchange circuit 20 and 2nd CCU 23 are considered as the component which transmits a signal by the signal cable 21.

However, as it does not restrict to this but it is shown in Fig. 5, it may insulate electrically and the electrical-signal exchange circuit 20 and 2nd CCU 23 may consist of performing the signal transmission of the electrical-signal exchange circuit 20 and 2nd CCU 23 via a photocoupler 48. Thus a size-reduction can be further attained with comprising. Operativity improves.

【0034】

次に、本発明の第4実施例について説明する。

[0034]

Next, the 4th example of this invention is explained.

【0035】

図6ないし図12は本発明の第4実施例に係わり、図6は雰囲気組成ガスと蛍光強度との関係を示す特性図、図7は図6の特性を利用した蛍光観察内視鏡装置の構成を示す構成図、図8は図7の蛍光観察内視鏡装置の作用を説明する説明図、図9は図7の蛍光観察内視鏡装置の第1の変形例の構成を示す構成図、図10は図9の蛍光観察内視鏡装置の作用を説明する説明図、

[0035]

Fig. 6 or 12 is concerned in the 4th example of this invention.

Fig. 6 is a characteristic view showing the relationship of atmosphere composition gas and a fluorescence intensity. Fig. 7 is a block diagram showing the component of the fluorescent observation endoscope apparatus using the characteristic of Fig. 6. Fig. 8 is an explanatory drawing explaining an effect of the fluorescent observation endoscope apparatus of Fig. 7. Fig. 9 is a block diagram showing the component of the 1st modification of the

図 1 1 は図 7 の蛍光観察内視鏡装置の第 2 の変形例の構成を示す構成図、図 1 2 は図 7 の蛍光観察内視鏡装置の第 3 の変形例の構成を示す構成図である。第 4 実施例は第 2 実施例とほとんど同じであるので、異なる構成のみ説明し、同一の構成には同じ符号をつけ説明は省略する。

fluorescent observation endoscope apparatus of Fig. 7. Fig. 10 is an explanatory drawing explaining an effect of the fluorescent observation endoscope apparatus of Fig. 9. Fig. 11 is a block diagram showing the component of the 2nd modification of the fluorescent observation endoscope apparatus of Fig. 7. Fig. 12 is a block diagram showing the component of the 3rd modification of the fluorescent observation endoscope apparatus of Fig. 7.

Because the 4th example is almost the same as the 2nd example, it explains only a different component.

Explanation of the same symbol as an identical component is abridged.

#### 【0036】

(構成) 一般的に、酸素分子は強力な消光(quenching)作用を有しており、図 6 に示すように、酸素の存在する雰囲気では蛍光強度が低下する一方で、酸素が存在しない、例えば窒素雰囲気では、蛍光強度が増加することが知られている。

#### [0036]

(Component)

The oxygen molecule has the powerful quenching (quenching) effect generally.

As shown in Fig. 6, while a fluorescence intensity reduces, in the atmosphere in which oxygen exists, oxygen does not exist, for example, it is known by nitrogen atmosphere that a fluorescence intensity will increase.

#### 【0037】

そこで、本実施例では、図 7 に示すように、内視鏡 3 1 のチャンネル (処置具等を挿入する挿入部 5 内を挿通する管路) 5 1 の挿入口 5 2 にバルブ 5 3 を設け、窒素 (N 2) ポンベ 5 4 をバルブ 5 3 に接続し、窒素 (N 2) ポンベ 5 4 内の窒素ガスをバルブ 5 3 及びチャンネル 5 1 を

#### [0037]

Consequently, in this example, as shown in Fig. 7, a valve 53 is provided in the inserting inlet port 52 of the channel (pipe line which passes through the inside of the insertion part 5 which inserts a treatment tool etc.) 51 of an endoscope 31.

The nitrogen (N2) cylinder 54 is connected to a valve 53.

It is comprised so that nitrogen gas of the

介して挿入部 5 の先端前方に噴射することができるように構成されている。その他の構成は第 2 実施例と同じである。

nitrogen (N<sub>2</sub>) cylinders 54 can be injected in front of the end of an insertion part 5 via the valve 53 and the channel 51.

Other components are the same as that of the 2nd example.

【0038】

(作用) このように構成された本実施例では、図 8 に示すように、内視鏡 31 の挿入部 5 を管腔内 55 に挿入し、まず、白色光による患部 56 を含む観察部位の通常観察を行い、続いて、励起用レーザを観察部位に照射する（この切り換え制御は第 1 実施例と同じである）。励起用レーザの観察部位への照射と同時に、バルブ 53 を開き、窒素 (N<sub>2</sub>) ボンベ 54 内の窒素ガスをバルブ 53 及びチャンネル 51 を介して観察部位の周囲に噴射する。

[0038]

(Effect)

Thus in this comprised example, as shown in Fig. 8, the insertion part 5 of an endoscope 31 is inserted in 55 in a tubular cavity.

First, a usual observation of the observation part containing the diseased part 56 by white light is performed.

Subsequently, the laser for excitation is irradiated to an observation part (this switching control is the same as that of the 1st example). A valve 53 is simultaneously opened with the irradiation to the observation part of the laser for excitation.

Nitrogen gas in the nitrogen (N<sub>2</sub>) cylinder 54 is injected around an observation part via the valve 53 and the channel 51.

【0039】

これにより観察部位周辺の雰囲気は窒素ガスで置換され、酸素が存在しない状態となり、観察部位の正常組織からは励起用レーザにより自家蛍光が発せられるが、観察部位周辺の雰囲気中には酸素が存在せず、窒素ガスに満たされているために、より強く蛍光が発せられる。

[0039]

Thereby, it substitutes observation part peripheral atmosphere by nitrogen gas.

It becomes the condition that oxygen does not exist. From the normal tissue of an observation part, a home fluorescence is emitted with the laser for excitation.

However, since oxygen does not exist in observation part peripheral atmosphere but it is satisfied by nitrogen gas, a fluorescence is emitted more strongly.

## 【0040】

(効果) このように本実施例によれば、第2実施例の効果に加え、正常組織から発せられる自家蛍光に関し検出される蛍光強度を増加させることができるので、病変部との区別が容易となり観察性能を向上させることができる。また、蛍光強度によっては電気信号交換回路20内のイメージ・インテンシファイヤが不要となり、装置を小型にすることが可能となる。

## [0040]

(Effect)

Thus because the fluorescence intensity which in addition to the effect of the 2nd example relates to the home fluorescence emitted from a normal tissue, and is detected can be made to increase according to this example, differentiating from a disease part becomes simple and an observation capability can be improved. Moreover, by some fluorescence intensity, the image intensifier in the electrical-signal exchange circuit 20 becomes unnecessary. Apparatus can be made small-sized.

## 【0041】

なお、上記第4実施例では観察部位周辺の雰囲気窒素ガスで置換するとしたが、これに限らず、例えば図9、図11または図12に示すように蛍光観察内視鏡装置を構成しても良い。

## [0041]

In addition, in the 4th above-mentioned example, it was considered that observation part peripheral atmosphere is substituted by nitrogen gas.

However, as it does not restrict to this, for example, it is shown in Fig. 9, 11, or 12, fluorescent observation endoscope apparatus may be comprised.

## 【0042】

すなわち、第4実施例の第1の変形例としての蛍光観察内視鏡装置は、図9に示すように、図7の窒素ボンベ54の代わりに、脱酸素薬品（例えば、リボフラビン等）を充填した容器61をポンプ62を介してバルブ53に接続することで、容器61内の脱酸素薬品をポンプ62によりバルブ53及びチャネ

## [0042]

That is, it is that the fluorescent observation endoscope apparatus as a 1st modification of the 4th example connects to a valve 53 the container 61 which filled up deoxidisation chemicals (for example, riboflavin etc.), via a pump 62 instead of the nitrogen gas cylinder 54 of Fig. 7 as shown in Fig. 9. It is comprised so that the deoxidisation chemical in a container 61 can be sprayed in front of the end of an insertion part 5 via the valve 53 and the channel

ル 5 1 を介して挿入部 5 の先端 51 with a pump 62.  
前方に噴霧することができるよ  
うに構成されている。

**【 0 0 4 3 】**

このように構成した第 1 の変形例では、上記第 4 実施例と同様に、図 1 0 に示すように、観察部位周辺の雰囲気中の酸素は脱酸素薬品により吸収され、酸素が存在しない状態となり、観察部位の正常組織からは励起用レーザーにより自家蛍光が発せられるが、観察部位周辺の雰囲気中には酸素が存在せず、より強く蛍光が発せられるので、上記第 4 実施例と同様な効果を得ることができる。

**【 0 0 4 4 】**

また、消光(quenching)作用は、温度上昇による熱活性化過程でも生じることが知られている。

**【 0 0 4 5 】**

そこで、第 4 実施例の第 2 の変形例としての蛍光観察内視鏡装置は、図 1 1 に示すように、図 7 の窒素ボンベ 5 4 とバルブ 5 3 との間に窒素ガスを冷却する冷却装置 6 5 を設け、励起用レーザーの観察部位への照射と同時に、バルブ 5 3 を開き、窒素 (N 2) ボンベ 5 4 内の窒素ガス 5 6

**[0043]**

Thus in the comprised 1st modification, as the 4th above-mentioned example, as shown in Fig. 10, oxygen of observation part peripheral atmosphere is absorbed with a deoxidisation chemical.

It becomes the condition that oxygen does not exist. From the normal tissue of an observation part, a home fluorescence is emitted with the laser for excitation.

However, because oxygen does not exist in observation part peripheral atmosphere but a fluorescence is emitted more strongly, the same effect as the 4th above-mentioned example can be obtained.

**[0044]**

Moreover, it is known that a quenching (quenching) effect will also produce the thermally activated process by the temperature rise.

**[0045]**

Consequently, the fluorescent observation endoscope apparatus as a 2nd modification of the 4th example provides the cooling system 65 which cools nitrogen gas, between the nitrogen gas cylinder 54 of Fig. 7, and the valve 53, as shown in Fig. 11.

A valve 53 is simultaneously opened with the irradiation to the observation part of the laser for excitation.

を冷却装置 65 で冷却し、冷却した窒素ガスをバルブ 53 及びチャンネル 51 を介して観察部位の周囲に噴射することで、より蛍光強度を増加させ観察性能を向上させることを可能とする。

**【0046】**

さらに、第 4 実施例、その第 1 及び第 2 の変形例では、内視鏡 31 のチャンネル 51 を用いて窒素ガスあるいは脱酸素薬品を観察部位周辺に供給するとしたが、第 3 の変形例としての蛍光観察内視鏡装置では、図 12 示すように、例えば体腔内外科手術において内視鏡 31 のほかに患者腹部 71 を拡張するために腹部内に CO<sub>2</sub> ガスを供給する CO<sub>2</sub> ボンベ 72 が接続された気腹装置 73 を備えて構成される。なお、内視鏡 31 には、図示はしないが、第 1 実施例で説明した光源装置 2、信号処理装置 3 が接続されており、通常観察画像及び蛍光画像をモニター 4 に表示観察できるようになっている。

**【0047】**

この第 3 の変形例に示す体腔内外科手術においては、患者腹部 71 は気腹装置 73 により CO<sub>2</sub> ガスで充満され拡張されてい

Nitrogen gas 56 in the nitrogen (N<sub>2</sub>) cylinder 54 is cooled with a cooling system 65.

It enables making a fluorescence intensity increase more and improving an observation capability by injecting cooled nitrogen gas around an observation part via the valve 53 and the channel 51.

**[0046]**

Furthermore, in the 4th example and its first and second modification, it was considered that nitrogen gas or a deoxidisation chemical is supplied on the periphery of an observation part using the channel 51 of an endoscope 31.

However, in order to expand the patient pars abdominalis 71 as well as an endoscope 31 in an intra-corporeal surgery so that it may be shown diagram 12, the stomach air pump apparatus 73 to which CO<sub>2</sub> cylinder 72 which supplies CO<sub>2</sub> gas in the pars abdominalis was connected is provided, and it consists of the fluorescent observation endoscope apparatus as 3rd modification.

In addition, illustration is not performed to an endoscope 31. However, the light source device 2 explained in the 1st example and the signal-processing apparatus 3 are connected.

It has come to be able to do the display observation of a usual observation image and a usual fluorescent image at a monitor 4.

**[0047]**

In the intra-corporeal surgery shown in this 3rd modification, the patient pars abdominalis 71 is filled with CO<sub>2</sub> gas with the stomach air pump apparatus 73, and is expanded.



る。この状態で、内視鏡 31 により臓器外表面の通常観察、及び蛍光観察を行う。このとき、気腹ガスとして CO<sub>2</sub> ガスを用いているので、観察部位（患部）周辺の雰囲気中には酸素濃度が低くなるために、蛍光強度を増加させ観察性能を向上させることが可能となる。

【0048】

【付記】

（付記項 1）前記蛍光像光電変換手段は、固体撮像素子及びイメージ・インテンシファイヤからなることを特徴とする請求項 1 に記載の蛍光観察内視鏡装置。

【0049】

（付記項 2）前記固体撮像素子は、CCDであることを特徴とする付記項 1 に記載の蛍光観察内視鏡装置。

【0050】

（付記項 3）前記固体撮像素子は、MOSであることを特徴とする付記項 1 に記載の蛍光観察内視鏡装置。

【0051】

In this condition, an endoscope 31 performs a usual observation of an organ outside surface, and a fluorescent observation.

Because CO<sub>2</sub> gas is used as stomach air pump gas at this time, since an oxygen density becomes low in observation part (diseased part) peripheral atmosphere, a fluorescence intensity can be made to be able to increase and an observation capability can be improved.

【0048】

【Additional remark】

(Additional-remark item 1) Above-mentioned fluorescent image photoelectric-conversion means consists of a solid-state image-pick-up element and an image intensifier.

Fluorescent observation endoscope apparatus described in Claim 1 characterised by the above-mentioned.

【0049】

(Additional-remark item 2) An above-mentioned solid-state image-pick-up element is CCD.

Fluorescent observation endoscope apparatus described in the additional-remark item 1 characterised by the above-mentioned.

【0050】

(Additional-remark item 3) An above-mentioned solid-state image-pick-up element is MOS.

Fluorescent observation endoscope apparatus described in the additional-remark item 1 characterised by the above-mentioned.

【0051】

(付記項 4) 前記固体撮像素子は、SITであることを特徴とする付記項 1 に記載の蛍光観察内視鏡装置。

(Additional-remark item 4) An above-mentioned solid-state image-pick-up element is SIT.

Fluorescent observation endoscope apparatus described in the additional-remark item 1 characterised by the above-mentioned.

【0052】

(付記項 5) 前記蛍光像光電変換手段は、MOSとイメージ・インテンシファイヤが一体化となった増幅型固体撮像素子 (AMI) であることを特徴とする請求項 1 に記載の蛍光観察内視鏡装置。

[0052]

(Additional-remark item 5) Above-mentioned fluorescent image photoelectric-conversion means is the amplified type solid-state image-pick-up element (AMI) with which MOS and the image intensifier were unified.

Fluorescent observation endoscope apparatus described in Claim 1 characterised by the above-mentioned.

【0053】

(付記項 6) 前記内視鏡の挿入部の先端内に前記白色光像と前記蛍光像とを分離する光学手段を備えたことを特徴とする請求項 1 に記載の蛍光観察内視鏡装置。

[0053]

(Additional-remark item 6) Optical means to isolate an above-mentioned white light image and an above-mentioned fluorescent image was provided in the end of the insertion part of an above-mentioned endoscope.

Fluorescent observation endoscope apparatus described in Claim 1 characterised by the above-mentioned.

【0054】

(付記項 7) 前記蛍光像伝送手段は、リレーレンズであることを特徴とする請求項 1 に記載の蛍光観察内視鏡装置。

[0054]

(Additional-remark item 7) Above-mentioned fluorescent image transmission means is a relay lens.

Fluorescent observation endoscope apparatus described in Claim 1 characterised by the above-mentioned.

【0055】

(付記項 8) 前記蛍光像光電変

[0055]

(Additional-remark item 8) It has insulated

換手段を電氣的に絶縁する絶縁手段を有することを特徴とする請求項 1 に記載の蛍光観察内視鏡装置。

means to insulate electrically above-mentioned fluorescent image photoelectric-conversion means.

Fluorescent observation endoscope apparatus described in Claim 1 characterised by the above-mentioned.

【0056】

(付記項 9) 前記絶縁手段は、絶縁トランスであることを特徴とする付記項 8 に記載の蛍光観察内視鏡装置。

[0056]

(Additional-remark item 9) Above-mentioned insulated means is an insulated transformer.

Fluorescent observation endoscope apparatus described in the additional-remark item 8 characterised by the above-mentioned.

【0057】

(付記項 10) 前記絶縁手段は、フォトカプラであることを特徴とする付記項 8 に記載の蛍光観察内視鏡装置。

[0057]

(Additional-remark item 10) Above-mentioned insulated means is a photocoupler.

Fluorescent observation endoscope apparatus described in the additional-remark item 8 characterised by the above-mentioned.

【0058】

(付記項 11) 前記生体組織からの前記蛍光の検知する蛍光量を増加させる検知蛍光量増加手段を有することを特徴とする請求項 1 に記載の蛍光観察内視鏡装置。

[0058]

(Additional-remark item 11) It has above-mentioned increase means in the amount of detection fluorescence from an above-mentioned organism tissue to make a fluorescent quantity to detect increase.

Fluorescent observation endoscope apparatus described in Claim 1 characterised by the above-mentioned.

【0059】

(付記項 12) 前記検知蛍光量増加手段は、前記生体組織周辺雰囲気中の酸素分子を除去する酸素除去手段であることを特

[0059]

(Additional-remark item 12) Above-mentioned increase means in the amount of detection firefly fluorescence is deoxidisation means to remove the oxygen molecule in an above-

徴とする付記項 1 1 に記載の蛍光観察内視鏡装置。

mentioned organism tissue peripheral atmosphere.

Fluorescent observation endoscope apparatus described in the additional-remark item 11 characterised by the above-mentioned.

【 0 0 6 0 】

(付記項 1 3) 前記酸素除去手段は、前記生体組織周辺雰囲気中の前記酸素分子を窒素ガスに置換する窒素置換手段であることを特徴とする付記項 1 2 に記載の蛍光観察内視鏡装置。

[0060]

(Additional-remark item 13) Above-mentioned deoxidisation means is nitrogen-substitution means to substitute the above-mentioned oxygen molecule in an above-mentioned organism tissue peripheral atmosphere in nitrogen gas.

Fluorescent observation endoscope apparatus described in the additional-remark item 12 characterised by the above-mentioned.

【 0 0 6 1 】

(付記項 1 4) 前記酸素除去手段は、前記生体組織周辺雰囲気中の前記酸素分子を吸収する脱酸素薬品を噴霧する脱酸素薬品噴霧手段であることを特徴とする付記項 1 2 に記載の蛍光観察内視鏡装置。

[0061]

(Additional-remark item 14) Above-mentioned deoxidisation means is deoxidisation chemical spraying means to spray the deoxidisation chemical which absorbs the above-mentioned oxygen molecule in an above-mentioned organism tissue peripheral atmosphere.

Fluorescent observation endoscope apparatus described in the additional-remark item 12 characterised by the above-mentioned.

【 0 0 6 2 】

(付記項 1 5) 前記脱酸素薬品は、リボフラビンであることを特徴とする付記項 1 4 に記載の蛍光観察内視鏡装置。

[0062]

(Additional-remark item 15) An above-mentioned deoxidisation chemical is riboflavin.

Fluorescent observation endoscope apparatus described in the additional-remark item 14 characterised by the above-mentioned.

【 0 0 6 3 】

[0063]

(付記項 16) 前記検知蛍光量増加手段は、前記生体組織周辺雰囲気を冷却する冷却手段手段であることを特徴とする付記項 11 に記載の蛍光観察内視鏡装置。

(Additional-remark item 16) Above-mentioned increase means in the amount of detection fluorescence is cooling means to cool above-mentioned organism tissue peripheral atmosphere.

Fluorescent observation endoscope apparatus described in the additional-remark item 11 characterised by the above-mentioned.

【0064】

[0064]

【発明の効果】

以上説明したように本発明の蛍光観察内視鏡装置によれば、操作部内に設けられた蛍光像光電変換手段で蛍光像伝送手段により伝送された蛍光像を電気信号に変換し生体組織の病変部を蛍光観察すると共に、挿入部先端内に設けられた白色光像光電変換手段で白色光による生体組織の白色光像を電気信号に変換し通常観察するので、操作性に優れ、高解像度の通常内視鏡画像を得ることができると共に、高感度に自家蛍光像を検出することができるという効果がある。

[EFFECT OF THE INVENTION]

Because the fluorescent image transmitted by fluorescent image transmission means with fluorescent image photoelectric-conversion means provided in an operating part converts into an electrical signal, the white light image of the organism tissue according the disease part of an organism tissue to white light converts into an electrical signal with fluorescent white light-image photoelectric-conversion means provided in an insertion-part end while having observed and it usually observes as explained above according to the fluorescent observation endoscope apparatus of this invention, it excels in operativity. While the usual endoscope image of a high resolution can be obtained, it is said that a high sensitivity that a home fluorescence image is detectable. The above-mentioned effect is expectable.

【図面の簡単な説明】

[BRIEF EXPLANATION OF DRAWINGS]

【図 1】

本発明の第 1 実施例に係る蛍光

[FIGURE 1]

The block diagram showing the component of

観察内視鏡装置の構成を示す構成図

the fluorescent observation endoscope apparatus based on the 1st example of this invention

【図 2】

本発明の第 2 実施例に係る蛍光観察内視鏡装置の要部の構成を示す構成図

[FIGURE 2]

The block diagram showing the component of the principal part of the fluorescent observation endoscope apparatus based on the 2nd example of this invention

【図 3】

図 2 の蛍光観察内視鏡装置の変形例の要部の構成を示す構成図

[FIGURE 3]

The block diagram showing the component of the principal part of the modification of the fluorescent observation endoscope apparatus of Fig. 2

【図 4】

本発明の第 3 実施例に係る蛍光観察内視鏡装置の構成を示す構成図

[FIGURE 4]

The block diagram showing the component of the fluorescent observation endoscope apparatus based on the 3rd example of this invention

【図 5】

図 4 の蛍光観察内視鏡装置の変形例の構成を示す構成図

[FIGURE 5]

The block diagram showing the component of the modification of the fluorescent observation endoscope apparatus of Fig. 4

【図 6】

本発明の第 4 実施例に係る雰囲気組成ガスと蛍光強度との関係を示す特性図

[FIGURE 6]

The characteristic view showing the relationship of atmosphere composition gas and the fluorescence intensity based on the 4th example of this invention

【図 7】

図 6 の特性を利用した蛍光観察内視鏡装置の構成を示す構成図

[FIGURE 7]

The block diagram showing the component of the fluorescent observation endoscope

apparatus using the characteristic of Fig. 6

**【図 8】**

図 7 の蛍光観察内視鏡装置の作用を説明する説明図

**[FIGURE 8]**

Explanatory drawing explaining an effect of the fluorescent observation endoscope apparatus of Fig. 7

**【図 9】**

図 7 の蛍光観察内視鏡装置の第 1 の変形例の構成を示す構成図

**[FIGURE 9]**

The block diagram showing the component of the 1st modification of the fluorescent observation endoscope apparatus of Fig. 7

**【図 10】**

図 9 の蛍光観察内視鏡装置の作用を説明する説明図

**[FIGURE 10]**

Explanatory drawing explaining an effect of the fluorescent observation endoscope apparatus of Fig. 9

**【図 11】**

図 7 の蛍光観察内視鏡装置の第 2 の変形例の構成を示す構成図

**[FIGURE 11]**

The block diagram showing the component of the 2nd modification of the fluorescent observation endoscope apparatus of Fig. 7

**【図 12】**

図 7 の蛍光観察内視鏡装置の第 3 の変形例の構成を示す構成図

**[FIGURE 12]**

The block diagram showing the component of the 3rd modification of the fluorescent observation endoscope apparatus of Fig. 7

**【符号の説明】**

- 1 … 内視鏡
- 2 … 光源装置
- 3 … 信号処理装置
- 4 … モニタ
- 5 … 挿入部
- 6 … 操作部
- 7 … ユニバーサルケーブル
- 8 … イメージガイド

**[EXPLANATION OF DRAWING]**

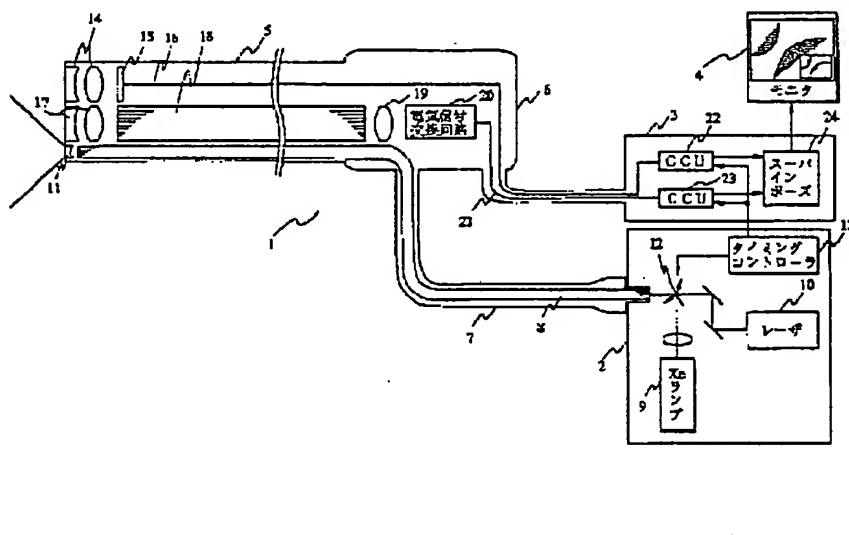
- 1 ... Endoscope
- 2 ... Light Source Device
- 3 ... Signal-Processing Apparatus
- 4 ... Monitor
- 5 ... Insertion Part
- 6 ... Operating Part
- 7 ... Universal Cable
- 8 ... Image Guide

9...Xeランプ	9 ...Xe Lamp
10...レーザ	10 ... Laser
11...照明レンズ	11 ... Illumination Lens
12...可動ミラー	12 ... Movable Mirror
13...タイミングコントローラ	13 ... Timing Controller
14、17...対物光学系	14 and 17... Objective optical system
15...CCD	15 ... CCD
16、21...信号ケーブル	16 and 21... Signal cable
18...イメージガイド	18 ... Image Guide
19...レンズ	19 ... Lens
20...電気信号交換回路	20 ... Electrical-Signal Exchange Circuit
22、23...CCU	22, 23... CCU
24...スーパーインポーズ回路	24 ... Super- Impose Circuit

【図1】

[FIGURE 1]

20 Electrical-Signal Exchange Circuit	13 Timing Controller
4 Monitor	10 Laser
24 Super- Impose	9 Lamp

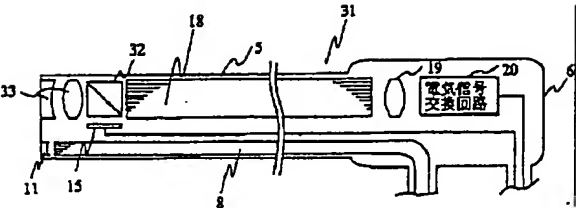


【図2】

[FIGURE 2]

20 Electrical-Signal Exchange Circuit
---------------------------------------

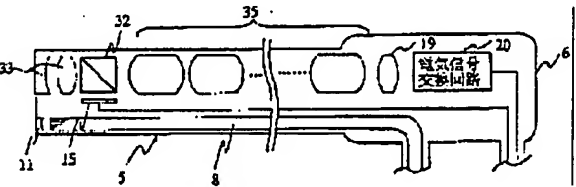




【図 3】

[FIGURE 3]

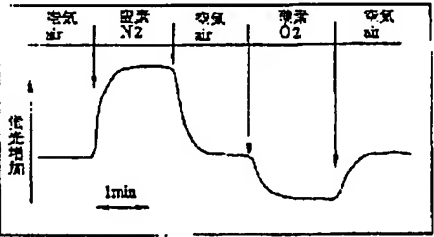
20 Electrical-Signal Exchange Circuit
---------------------------------------



【図 6】

[FIGURE 6]

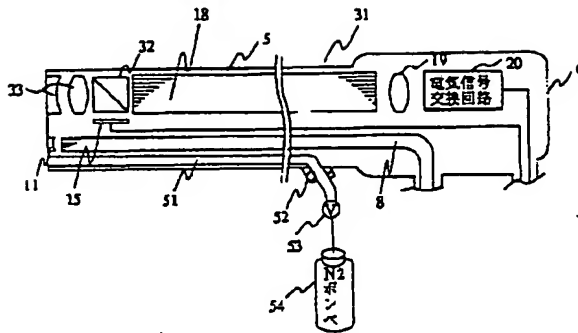
Air	N2	Air	O2	Air
Increase of Fluorescence				



【図 7】

[FIGURE 7]

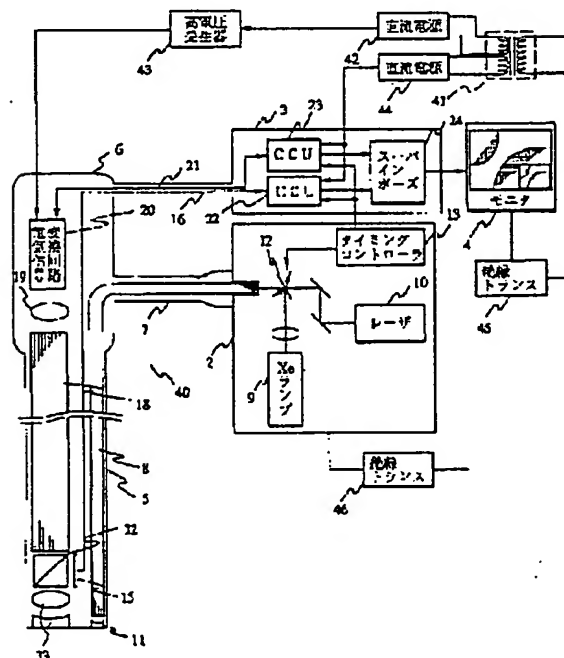
20 Electrical-Signal Exchange Circuit	54 Nitrogen cylinder
---------------------------------------	----------------------



【圖 4】

[FIGURE 4]

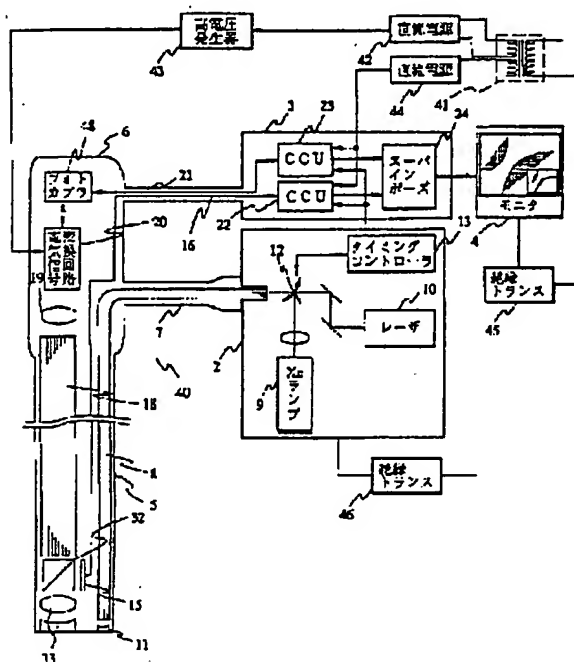
43 ... High-voltage generator	42 ... DC power
44 ... DC power	4 ... Monitor
24 ... Super- Impose Circuit	13 ... Timing Controller
10 ... Laser	45 ... Insulated Transformer
9 ... Xe Lamp	46 ... Insulated Transformer



【図 5】

[FIGURE 5]

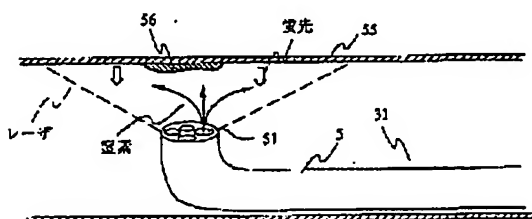
43 ... High-voltage generator	42 ... DC power
48 ... Photo Coupler	
44 ... DC power	4 ... Monitor
24 ... Super-Impose Circuit	13 ... Timing Controller
10 ... Laser	45 ... Insulated Transformer
9 ... Xe Lamp	46 ... Insulated Transformer



【図 8】

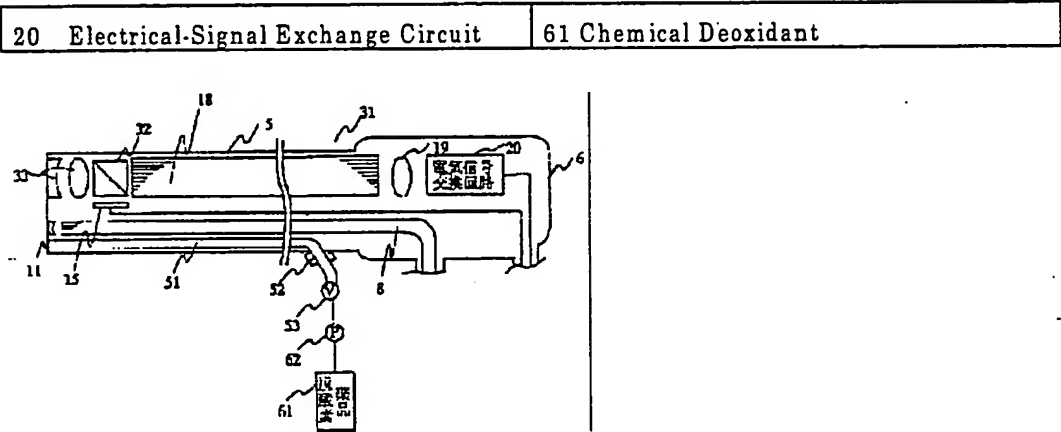
[FIGURE 8]

Laser	Nitrogen	Fluorescence
-------	----------	--------------



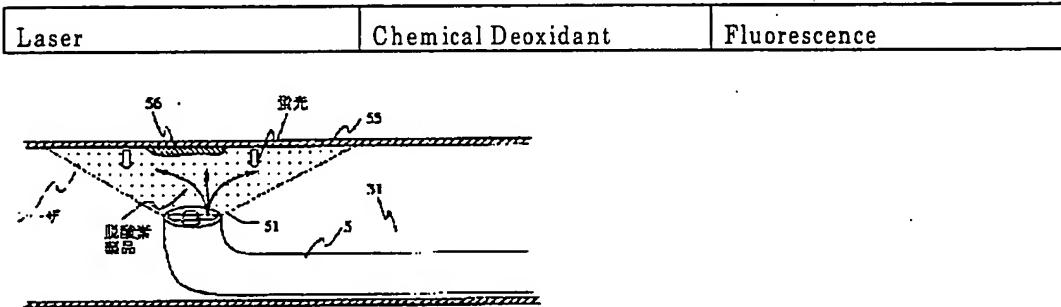
【図 9】

[FIGURE 9]



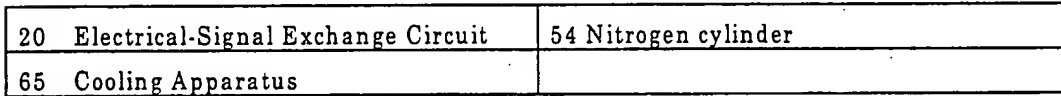
【図 10】

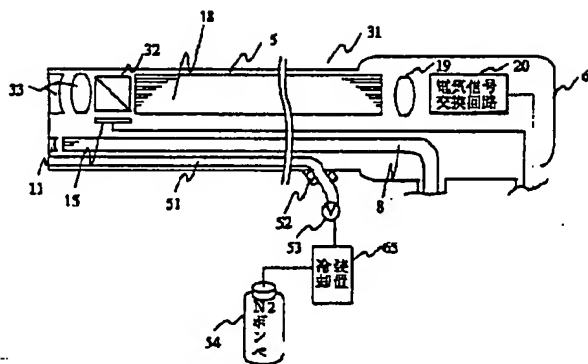
[FIGURE 10]



【図 11】

[FIGURE 11]

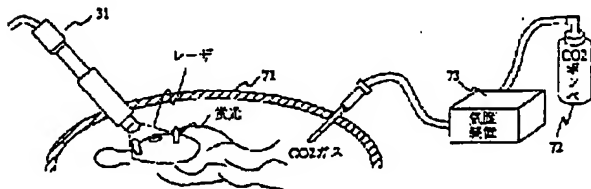




【図 1 2】

[FIGURE 12]

Laser	Stomach Air Pump Apparatus
Fluorescence	CO2 Cylinder
CO2 Gas	



## **DERWENT TERMS AND CONDITIONS**

*Derwent shall not in any circumstances be liable or responsible for the completeness or accuracy of any Derwent translation and will not be liable for any direct, indirect, consequential or economic loss or loss of profit resulting directly or indirectly from the use of any translation by any customer.*

Derwent Information Ltd. is part of The Thomson Corporation

Please visit our home page:

["WWW.DERWENT.CO.UK"](http://WWW.DERWENT.CO.UK) (English)

["WWW.DERWENT.CO.JP"](http://WWW.DERWENT.CO.JP) (Japanese)

(19) 日本国特許庁 (J P)

(12) 公開特許公報 (A)

(11) 特許出願公開番号

特開平8-252218

(43) 公開日 平成8年(1996)10月1日

(51) Int.Cl.<sup>6</sup>

A 6 1 B 1/06

識別記号

庁内整理番号

F I

A 6 1 B 1/06

技術表示箇所

B

審査請求 未請求 請求項の数1 O L (全 9 頁)

(21) 出願番号 特願平7-57477

(22) 出願日 平成7年(1995)3月16日

(71) 出願人 000000376. *Olympus*  
オリンパス光学工業株式会社  
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号  
(72) 発明者 平尾 勇実  
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリ  
ンパス光学工業株式会社内  
(72) 発明者 金子 守  
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリ  
ンパス光学工業株式会社内  
(74) 代理人 弁理士 伊藤 進

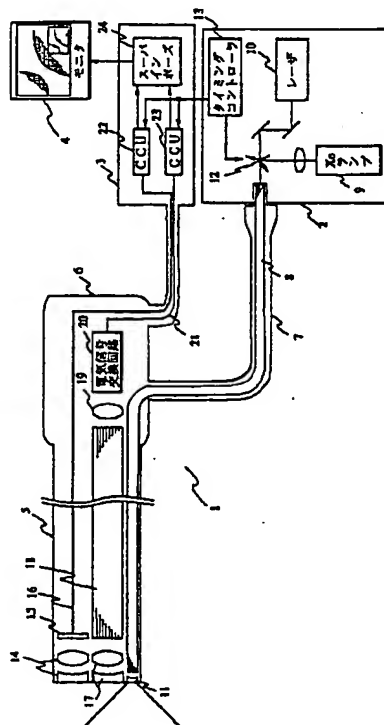
*Fluorescent Observing Endoscope Device*

(54) 【発明の名称】 蛍光観察内視鏡装置

(57) 【要約】

【目的】 操作性に優れ、高解像度の通常内視鏡画像を得ると共に、高感度に自家蛍光像を検出する。

【構成】 白色光による通常観察像は、内視鏡1の挿入部5先端に設けられた対物光学系14により挿入部5の先端内に設けられたCCD15の撮像面に結像されCCD15により電気信号に変換され、挿入部5及び操作部6内を挿通する信号ケーブル16により信号処理装置3に伝送される。励起用レーザによる生体組織の蛍光像は、対物光学系17及び挿入部5内を挿通するイメージガイド18を介して操作部6内に伝送され、操作部6内に設けられたレンズ19を介しイメージ・インテンシファイヤ及びCCDより構成される電気信号交換回路20で電気信号に変換され信号ケーブル21により信号処理装置3に伝送される。



## 【特許請求の範囲】

【請求項 1】 内視鏡の挿入部の先端より生体組織に励起光を照射し、前記生体組織から発生する蛍光により前記生体組織を観察する蛍光観察内視鏡装置において、白色光及び前記励起光を前記内視鏡に供給する光供給手段を備え、前記内視鏡は、前記挿入部先端内に前記白色光による前記生体組織の白色光像を電気信号に変換する白色光像光電変換手段を有し、前記挿入部内に前記生体組織からの前記蛍光による蛍光像を前記内視鏡の前記挿入部の基端に設けられた操作部に伝送する蛍光像伝送手段を有し、前記操作部内に前記蛍光像伝送手段により伝送された前記蛍光像を電気信号に変換する蛍光像光電変換手段を有することを特徴とする蛍光観察内視鏡装置。

## 【発明の詳細な説明】

## 【0001】

【産業上の利用分野】 本発明は、被検査対象に励起光を照射し、その被検査対象から発する蛍光より、疾患部位を診断する蛍光診断装置に関する。

## 【0002】

【従来の技術】 近年、内視鏡等により生体からの自家蛍光や、生体へ薬物を注入し、その薬物の蛍光を 2 次元画像として検出し、その蛍光像から、生体組織の変性や癌等の疾患状態（例えば、疾患の種類や浸潤範囲）を診断する技術がある。

【0003】 生体組織に光を照射するとその励起光より長い波長の蛍光が発生する。生体における蛍光物質として、例えば NADH（ニコチンアミドアデニンヌクレオチド）、FMN（フラビンモノヌクレオチド）、ビリジヌクレオチド等がある。最近では、このような、生体内因物質と、疾患との相互関係が明確になってきた。また、HpD（ヘマトポルフィリン）、Photofrin、ALA（ $\delta$ -amino levulinic acid）は、癌への集積性があり、これを生体内に注入し、前記物質の蛍光を観察することで疾患部位を診断できる。

【0004】 このような蛍光は、極めて微弱であるので、その観察のためには、極めて高感度の撮影を必要とする。この高感度撮影を行うものとして、例えば本出願人は特願平 6-44462 号において、イメージ・インテンシファイヤを用いた蛍光診断装置を提案している。

## 【0005】

【発明が解決しようとする課題】 しかしながら、従来の蛍光診断装置では、白色光による通常観察像と、自家蛍光の蛍光像を検出するための画像撮像装置を内蔵した外付けカメラを内視鏡の操作部の接眼部等に別途取り付けているために、操作部が大きいかつ重くなり、検査中における内視鏡操作に支障をきたし、検査部位に対するオ

リエンテーションがつけづらいといった問題がある。また、従来の蛍光診断装置は、白色光による通常観察像及び自家蛍光の蛍光像を内視鏡内に挿通したファイバ束からなるイメージガイドで伝送し外付けカメラで検出するといった構成であるため、近年広く普及している高解像度の通常内視鏡画像を得ることのできる電子内視鏡に適用できないといった問題もある。

【0006】 本発明は、上記事情に鑑みてなされたものであり、操作性に優れ、高解像度の通常内視鏡画像を得ると共に、高感度に自家蛍光像を検出することのできる蛍光観察内視鏡装置を提供することを目的としている。

## 【0007】

【課題を解決するための手段】 本発明の蛍光観察内視鏡装置は、内視鏡の挿入部の先端より生体組織に励起光を照射し、前記生体組織から発生する蛍光により前記生体組織を観察する蛍光観察内視鏡装置において、白色光及び前記励起光を前記内視鏡に供給する光供給手段を備え、前記内視鏡は、前記挿入部先端内に前記白色光による前記生体組織の白色光像を電気信号に変換する白色光像光電変換手段を有し、前記挿入部内に前記生体組織からの前記蛍光による蛍光像を前記内視鏡の前記挿入部の基端に設けられた操作部に伝送する蛍光像伝送手段を有し、前記操作部内に前記蛍光像伝送手段により伝送された前記蛍光像を電気信号に変換する蛍光像光電変換手段を有して構成される。

## 【0008】

【作 用】 本発明の蛍光観察内視鏡装置では、前記操作部内に設けられた前記蛍光像光電変換手段で前記蛍光像伝送手段により伝送された前記蛍光像を電気信号に変換し前記生体組織の病変部を蛍光観察すると共に、前記挿入部先端内に設けられた前記白色光像光電変換手段で前記白色光による前記生体組織の白色光像を電気信号に変換し通常観察することで、操作性に優れ、高解像度の通常内視鏡画像を得ると共に、高感度に自家蛍光像を検出することを可能とする。

## 【0009】

【実施例】 以下、図面を参照しながら本発明の実施例について述べる。

【0010】 図 1 は本発明の第 1 実施例に係る蛍光観察内視鏡装置の構成を示す構成図である。

【0011】（構成） 本実施例の蛍光観察内視鏡装置は、図 1 に示すように、体腔内に挿入し疾患部位等の観察部位の通常観察像及び蛍光観察像を得る内視鏡 1 と、白色光及び励起用レーザを内視鏡 1 に供給する光源装置 2 と、内視鏡 1 により得られた通常観察像及び蛍光観察像を信号処理する信号処理装置 3 と、信号処理装置 3 により信号処理された通常観察像及び蛍光観察像を表示するモニタ 4 とから構成される。

【0012】 光源装置 2 は、内視鏡 1 の挿入部 5 内及び挿入部 5 の基端に設けられた操作部 6 から延出したユニ



バーサルケーブル7内を挿通するライトガイド8を介して通常観察用の白色光を供給するXeランプ9及び励起用レーザ（例えばアレキサンドライトレーザ、色素レーザ、自由電子レーザ等）を供給するレーザ10とを有しており、内視鏡1の挿入部5先端内では、ライトガイド8により伝送された白色光及び励起用レーザを照明光学系11により体腔内の観察部位を照射するようになっている。また、光源装置2内にはXeランプ9からの白色光とレーザ10からの励起用レーザを切り換えてライトガイド8に供給する可動ミラー12が設けられており、この可動ミラー12の切り換えは、光源装置2内に設けられたタイミングコントローラ13により制御されるようになっている。

【0013】観察部位の白色光による通常観察像は、内視鏡1の挿入部5先端に設けられた通常観察用の対物光学系14により挿入部5の先端内に設けられた固体撮像素子、例えばCCD15の撮像面に結像されCCD15により電気信号に変換され、挿入部5及び操作部6内を挿通する信号ケーブル16により信号処理装置3に伝送されるようになっている。また、励起用レーザによる観察部位の生体組織の蛍光像は、蛍光観察用の対物光学系17及び挿入部5内を挿通するイメージガイド18を介して操作部6内に伝送され、操作部6内に設けられたレンズ19を介しイメージ・インテンシファイア及び固体撮像素子例えばCCDより構成される電気信号交換回路20で電気信号に変換され信号ケーブル21により信号処理装置3に伝送されるようになっている。

【0014】なお、電気信号交換回路20を構成する固体撮像素子はCCDとしたが、これに限らずMOS、SITであってもよいし、MOSとイメージ・インテンシファイアを一体構成したAMIであってもよい。

【0015】信号処理装置3は、CCD15を信号ケーブル16を介して駆動制御しCCD15からの電気信号を信号処理する第1のカメラコントロールユニット（以下、CCUと略記する）22と、電気信号交換回路20を信号ケーブル21を介して駆動制御し電気信号交換回路20からの電気信号を信号処理する第2のCCU23とを備え、これらCCU22、23は、光源装置2内に設けられたタイミングコントローラ13からの制御信号により観察部位に照射される白色光及び励起用レーザに同期して信号処理するようになっている。そして、CCU22、23で信号処理され生成された画像信号は、信号処理装置3内のスーパーインポーズ回路24に入力され、スーパーインポーズ回路24では、例えば一方を親画像とし他方をその親画像にスーパーインポーズさせた子画像とした合成画像信号を生成し、その合成画像信号をモニタ4に出力することで、モニタ4に合成画像を表示させるようになっている。なお、モニタ4に表示させる画像は上記の合成画像に限らず、どちらか一方のみの画像を表示させることが可能であり、親画像と子画像の切り

換えや一方のみの表示等の指示は、信号処理装置3に設けられた図示しないスイッチにより容易に行うことができるようになっている。

【0016】（作用）次に、このように構成された本実施例の蛍光観察内視鏡装置の作用について説明する。

【0017】まず、タイミングコントローラ13の制御を受けた可動ミラー12により、Xeランプ9からの白色光が、内視鏡1のライトガイド8を介して挿入部5の先端前方の観察部位に照射される。この白色光により観察部位の通常観察像は、対物光学系14を介してCCD15の結像面に結像される。信号処理装置3内の第1のCCU22は、タイミングコントローラ13からの制御信号によりCCD15を駆動制御し通常観察像の電気信号を信号処理し、通常観察画像を得てスーパーインポーズ回路24に出力する。

【0018】次に、タイミングコントローラ13の制御を受けた可動ミラー12により、レーザ10からの励起用レーザが、内視鏡1のライトガイド8を介して挿入部5の先端前方の観察部位に照射される。この励起用レーザにより観察部位の生体組織から自家蛍光が励起され、この自家蛍光による蛍光像は、対物光学系17、イメージガイド18及びレンズ19を介して電気信号交換回路20に伝送される。信号処理装置3内の第2のCCU23は、タイミングコントローラ13からの制御信号により信号ケーブル21を介して電気信号交換回路20を駆動制御し蛍光像の電気信号を信号処理し、蛍光画像を得てスーパーインポーズ回路24に出力する。

【0019】そして、スーパーインポーズ回路24では、例えば通常観察画像及び蛍光画像の一方を親画像とし他方をその親画像にスーパーインポーズさせた子画像とした合成画像信号を生成し、その合成画像信号をモニタ4に出力することで、モニタ4に合成画像を表示させる。

【0020】（効果）このように本実施例の蛍光観察内視鏡装置によれば、通常観察は、従来の電子内視鏡と同じようにCCD15で撮像することで高解像度の観察画像を得ることができると共に、蛍光画像を得るための電気信号交換回路20を操作部6内に内蔵して構成しているので内視鏡1の操作性を向上させることができる。

【0021】次に、本発明の第2実施例について説明する。

【0022】図2及び図3は本発明の第2実施例に係わり、図2は蛍光観察内視鏡装置の要部の構成を示す構成図、図3は図2の蛍光観察内視鏡装置の変形例の要部の構成を示す構成図である。第2実施例は第1実施例とほとんど同じであるので、異なる構成のみ説明し、同一の構成には同じ符号をつけ説明は省略する。

【0023】（構成）第1実施例においては、通常観察像及び蛍光像を各々別々の対物光学系を介してCCD及びイメージガイドに導入していたが、本実施例では、図2に示すように、内視鏡31の挿入部5の先端部内にビ

ームスプリッタ32を設けている。すなわち、このビームスプリッタ32は、対物光学系33より入射した通常観察像及び蛍光像のうち蛍光像の領域の光を透過し、通常観察像の領域の光を直角方向に反射することで、蛍光像と通常観察像を分離する光学素子であって、このビームスプリッタ32の入射光軸後方にイメージガイド18を配置し、ビームスプリッタ32による反射光を受光するCCD15を入射光軸の直交方向に配置して内視鏡31を構成している。その他の構成は第1実施例と同じである。

【0024】（作用）対物光学系33より入射した通常観察像及び蛍光像のうち、蛍光像はビームスプリッタ32を透過しイメージガイド18を介して電気信号交換回路20に伝送され、通常観察像はビームスプリッタ32により直角に反射され、CCD15の結像面に結像される。その他の作用は第1実施例と同じである。

【0025】（効果）このように本実施例によれば、第1実施例の効果に加え、蛍光像と通常観察像を分離するビームスプリッタ32を内視鏡31の挿入部5の先端部内に設けたことで、蛍光像と通常観察像を入射する対物光学系を共用することができ、内視鏡31の挿入部5を細径化できる。

【0026】なお、上記第2実施例において、蛍光像を電気信号交換回路20に伝送する手段としてイメージガイド18を例に説明したが、これに限らず、図3に示すように、リレーレンズ35を用いて構成してもよく、この場合、イメージガイド18より鮮明な生体組織からの蛍光像を伝送できる。また、イメージガイドの代わりにリレーレンズを適用することは、第2実施例のみならず、第1実施例及び後述する各実施例にも適用できることはいうまでもなく、同様に鮮明な生体組織からの蛍光像を伝送できる。

【0027】次に、本発明の第3実施例について説明する。

【0028】図4及び図5は本発明の第3実施例に係わり、図4は蛍光観察内視鏡装置の構成を示す構成図、図5は図4の蛍光観察内視鏡装置の変形例の構成を示す構成図である。第3実施例は第2実施例とほとんど同じであるので、異なる構成のみ説明し、同一の構成には同じ符号をつけ説明は省略する。

【0029】（構成）蛍光像を検出し電気信号に交換する電気信号交換回路20のイメージ・インテンシファイヤを駆動するには、一般に高圧電源を用いる必要があるため、操作部6に内蔵した電気信号交換回路20においても、他の電気部品（たとえば図1の信号ケーブル16）との絶縁を確保するために十分な空間距離及び沿面距離が必要なため、操作部6を小さくするにはある程度限界がある。

【0030】そこで、本実施例では、図4に示すように、絶縁トランス41を介して電力を供給し、直流電源

42及び高電圧発生器43により高電圧を内視鏡40の操作部6内の電気信号交換回路20に印加するようになっている。また、信号処理装置3内の第1及び第2のCCU22、23に対しても絶縁トランス41を介して電力を供給し、直流電源44により電圧を印加するようになっている。さらに、同じく、光源装置2及びモニタ4に対しても、絶縁トランス45、46を介して電圧を印加するようになっている。その他の構成は第2実施例と同じである。

【0031】（作用）本実施例においては、絶縁トランス41により内視鏡40の操作部6内の電気信号交換回路20と、信号処理装置3内の第1及び第2のCCU22、23とが電氣的に絶縁された状態で、電気信号交換回路20に高電圧が印加される。その他の作用は第2実施例と同じである。

【0032】（効果）従って、本実施例の蛍光観察内視鏡装置によれば、第2実施例の効果に加え、電気信号交換回路20を他の電気部品と電氣的に絶縁しているために、操作部6内での空間、沿面距離を小さくすることができ、操作部6を小型化し、操作性を向上させることができる。

【0033】なお、上記第3実施例では、電気信号交換回路20と第2のCCU23とを信号ケーブル21により信号を伝送する構成としているが、これに限らず、図5に示すように、電気信号交換回路20と第2のCCU23との信号伝送をフォトカプラ48を介して行うことで、電気信号交換回路20と第2のCCU23とを電氣的に絶縁して構成してもよく、このように構成することでさらに小型化が図れ、操作性が向上する。

【0034】次に、本発明の第4実施例について説明する。

【0035】図6ないし図12は本発明の第4実施例に係わり、図6は雰囲気組成ガスと蛍光強度との関係を示す特性図、図7は図6の特性を利用した蛍光観察内視鏡装置の構成を示す構成図、図8は図7の蛍光観察内視鏡装置の作用を説明する説明図、図9は図7の蛍光観察内視鏡装置の第1の変形例の構成を示す構成図、図10は図9の蛍光観察内視鏡装置の作用を説明する説明図、図11は図7の蛍光観察内視鏡装置の第2の変形例の構成を示す構成図、図12は図7の蛍光観察内視鏡装置の第3の変形例の構成を示す構成図である。第4実施例は第2実施例とほとんど同じであるので、異なる構成のみ説明し、同一の構成には同じ符号をつけ説明は省略する。

【0036】（構成）一般的に、酸素分子は強力な消光(guenching)作用を有しており、図6に示すように、酸素の存在する雰囲気では蛍光強度が低下する一方で、酸素が存在しない、例えば窒素雰囲気では、蛍光強度が増加することが知られている。

【0037】そこで、本実施例では、図7に示すように、内視鏡31のチャンネル（処置具等を挿入する挿入

部5内を挿通する管路)51の挿入口52にバルブ53を設け、窒素(N2)ポンベ54をバルブ53に接続し、窒素(N2)ポンベ54内の窒素ガスをバルブ53及びチャンネル51を介して挿入部5の先端前方に噴射することができるように構成されている。その他の構成は第2実施例と同じである。

【0038】(作用)このように構成された本実施例では、図8に示すように、内視鏡31の挿入部5を管腔内55に挿入し、まず、白色光による患部56を含む観察部位の通常観察を行い、続いて、励起用レーザを観察部位に照射する(この切り換え制御は第1実施例と同じである)。励起用レーザの観察部位への照射と同時に、バルブ53を開き、窒素(N2)ポンベ54内の窒素ガスをバルブ53及びチャンネル51を介して観察部位の周囲に噴射する。

【0039】これにより観察部位周辺の雰囲気は窒素ガスで置換され、酸素が存在しない状態となり、観察部位の正常組織からは励起用レーザにより自家蛍光が発せられるが、観察部位周辺の雰囲気中には酸素が存在せず、窒素ガスに満たされているために、より強く蛍光が発せられる。

【0040】(効果)このように本実施例によれば、第2実施例の効果に加え、正常組織から発せられる自家蛍光に関し検出される蛍光強度を増加させることができるので、病変部との区別が容易となり観察性能を向上させることができる。また、蛍光強度によっては電気信号交換回路20内のイメージ・インテンシファイヤが不要となり、装置を小型にすることが可能となる。

【0041】なお、上記第4実施例では観察部位周辺の雰囲気を窒素ガスで置換するとしたが、これに限らず、例えば図9、図11または図12に示すように蛍光観察内視鏡装置を構成しても良い。

【0042】すなわち、第4実施例の第1の変形例としての蛍光観察内視鏡装置は、図9に示すように、図7の窒素ポンベ54の代わりに、脱酸素薬品(例えば、リボフラビン等)を充填した容器61をポンプ62を介してバルブ53に接続することで、容器61内の脱酸素薬品をポンプ62によりバルブ53及びチャンネル51を介して挿入部5の先端前方に噴霧することができるように構成されている。

【0043】このように構成した第1の変形例では、上記第4実施例と同様に、図10に示すように、観察部位周辺の雰囲気中の酸素は脱酸素薬品により吸収され、酸素が存在しない状態となり、観察部位の正常組織からは励起用レーザにより自家蛍光が発せられるが、観察部位周辺の雰囲気中には酸素が存在せず、より強く蛍光が発せられるので、上記第4実施例と同様な効果を得ることができる。

【0044】また、消光(quenching)作用は、温度上昇による熱活性化過程でも生じることが知られている。

【0045】そこで、第4実施例の第2の変形例としての蛍光観察内視鏡装置は、図11に示すように、図7の窒素ポンベ54とバルブ53との間に窒素ガスを冷却する冷却装置65を設け、励起用レーザの観察部位への照射と同時に、バルブ53を開き、窒素(N2)ポンベ54内の窒素ガス56を冷却装置65で冷却し、冷却した窒素ガスをバルブ53及びチャンネル51を介して観察部位の周囲に噴射することで、より蛍光強度を増加させ観察性能を向上させることを可能とする。

【0046】さらに、第4実施例、その第1及び第2の変形例では、内視鏡31のチャンネル51を用いて窒素ガスあるいは脱酸素薬品を観察部位周辺に供給するとしたが、第3の変形例としての蛍光観察内視鏡装置では、図12示すように、例えば体腔内外科手術において内視鏡31のほかに患者腹部71を拡張するために腹部内にCO2ガスを供給するCO2ポンベ72が接続された気腹装置73を備えて構成される。なお、内視鏡31には、図示はしないが、第1実施例で説明した光源装置2、信号処理装置3が接続されており、通常観察画像及び蛍光画像をモニタ4に表示観察できるようになっている。

【0047】この第3の変形例に示す体腔内外科手術においては、患者腹部71は気腹装置73によりCO2ガスで充満され拡張されている。この状態で、内視鏡31により臓器外表面の通常観察、及び蛍光観察を行う。このとき、気腹ガスとしてCO2ガスを用いているので、観察部位(患部)周辺の雰囲気中には酸素濃度が低くなるために、蛍光強度を増加させ観察性能を向上させることが可能となる。

【0048】[付記]

(付記項1)前記蛍光像光電変換手段は、固体撮像素子及びイメージ・インテンシファイヤからなることを特徴とする請求項1に記載の蛍光観察内視鏡装置。

【0049】(付記項2)前記固体撮像素子は、CCDであることを特徴とする付記項1に記載の蛍光観察内視鏡装置。

【0050】(付記項3)前記固体撮像素子は、MOSであることを特徴とする付記項1に記載の蛍光観察内視鏡装置。

【0051】(付記項4)前記固体撮像素子は、SITであることを特徴とする付記項1に記載の蛍光観察内視鏡装置。

【0052】(付記項5)前記蛍光像光電変換手段は、MOSとイメージ・インテンシファイヤが一体となった増幅型固体撮像素子(AMI)であることを特徴とする請求項1に記載の蛍光観察内視鏡装置。

【0053】(付記項6)前記内視鏡の挿入部の先端内に前記白色光像と前記蛍光像とを分離する光学手段を備えたことを特徴とする請求項1に記載の蛍光観察内視鏡装置。

【0054】(付記項7)前記蛍光像伝送手段は、リレ

ーレンズであることを特徴とする請求項1に記載の蛍光観察内視鏡装置。

【0055】（付記項8）前記蛍光像光電変換手段を電氣的に絶縁する絶縁手段を有することを特徴とする請求項1に記載の蛍光観察内視鏡装置。

【0056】（付記項9）前記絶縁手段は、絶縁トランスであることを特徴とする付記項8に記載の蛍光観察内視鏡装置。

【0057】（付記項10）前記絶縁手段は、フォトカブラであることを特徴とする付記項8に記載の蛍光観察内視鏡装置。

【0058】（付記項11）前記生体組織からの前記蛍光の検知する蛍光量を増加させる検知蛍光量増加手段を有することを特徴とする請求項1に記載の蛍光観察内視鏡装置。

【0059】（付記項12）前記検知蛍光量増加手段は、前記生体組織周辺雰囲気中の酸素分子を除去する酸素除去手段であることを特徴とする付記項11に記載の蛍光観察内視鏡装置。

【0060】（付記項13）前記酸素除去手段は、前記生体組織周辺雰囲気中の前記酸素分子を窒素ガスに置換する窒素置換手段であることを特徴とする付記項12に記載の蛍光観察内視鏡装置。

【0061】（付記項14）前記酸素除去手段は、前記生体組織周辺雰囲気中の前記酸素分子を吸収する脱酸素薬品を噴霧する脱酸素薬品噴霧手段であることを特徴とする付記項12に記載の蛍光観察内視鏡装置。

【0062】（付記項15）前記脱酸素薬品は、リボフラビンであることを特徴とする付記項14に記載の蛍光観察内視鏡装置。

【0063】（付記項16）前記検知蛍光量増加手段は、前記生体組織周辺雰囲気を冷却する冷却手段であることを特徴とする付記項11に記載の蛍光観察内視鏡装置。

【0064】

【発明の効果】以上説明したように本発明の蛍光観察内視鏡装置によれば、操作部内に設けられた蛍光像光電変換手段で蛍光像伝送手段により伝送された蛍光像を電気信号に変換し生体組織の病変部を蛍光観察すると共に、挿入部先端内に設けられた白色光像光電変換手段で白色光による生体組織の白色光像を電気信号に変換し通常観察するので、操作性に優れ、高解像度の通常内視鏡画像を得ることができると共に、高感度に自家蛍光像を検出することができるという効果がある。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明の第1実施例に係る蛍光観察内視鏡装置

の構成を示す構成図

【図2】本発明の第2実施例に係る蛍光観察内視鏡装置の要部の構成を示す構成図

【図3】図2の蛍光観察内視鏡装置の変形例の要部の構成を示す構成図

【図4】本発明の第3実施例に係る蛍光観察内視鏡装置の構成を示す構成図

【図5】図4の蛍光観察内視鏡装置の変形例の構成を示す構成図

【図6】本発明の第4実施例に係る雰囲気組成ガスと蛍光強度との関係を示す特性図

【図7】図6の特性を利用した蛍光観察内視鏡装置の構成を示す構成図

【図8】図7の蛍光観察内視鏡装置の作用を説明する説明図

【図9】図7の蛍光観察内視鏡装置の第1の変形例の構成を示す構成図

【図10】図9の蛍光観察内視鏡装置の作用を説明する説明図

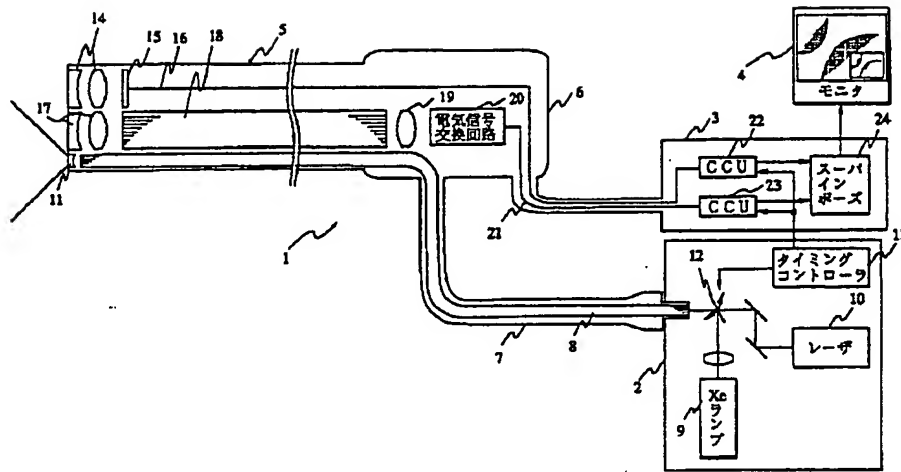
【図11】図7の蛍光観察内視鏡装置の第2の変形例の構成を示す構成図

【図12】図7の蛍光観察内視鏡装置の第3の変形例の構成を示す構成図

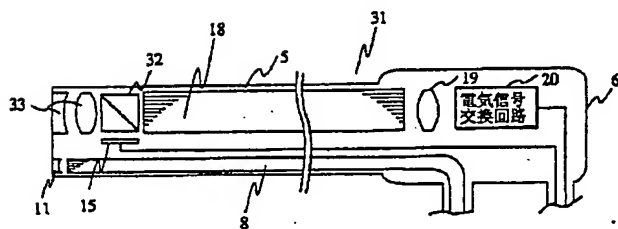
【符号の説明】

- 1…内視鏡
- 2…光源装置
- 3…信号処理装置
- 4…モニタ
- 5…挿入部
- 6…操作部
- 7…ユニバーサルケーブル
- 8…イメージガイド
- 9…Xeランプ
- 10…レーザ
- 11…照明レンズ
- 12…可動ミラー
- 13…タイミングコントローラ
- 14、17…対物光学系
- 15…CCD
- 16、21…信号ケーブル
- 18…イメージガイド
- 19…レンズ
- 20…電気信号交換回路
- 22、23…CCU
- 24…スーパインポーズ回路

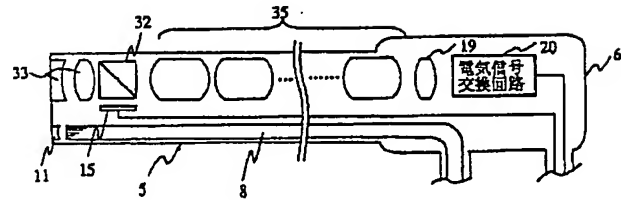
【図1】



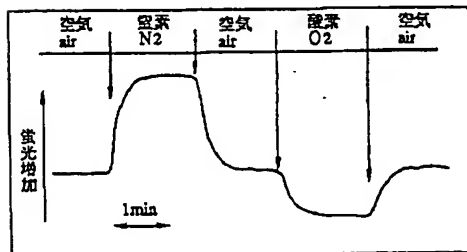
【図2】



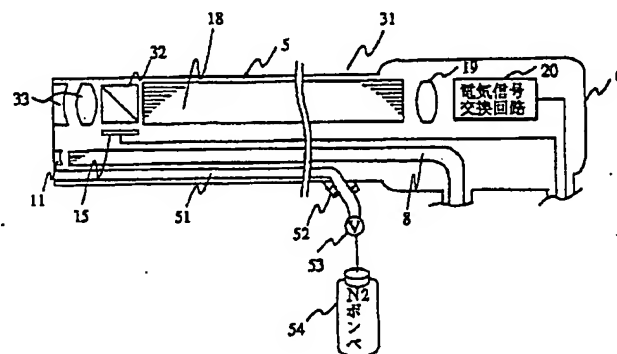
【図3】



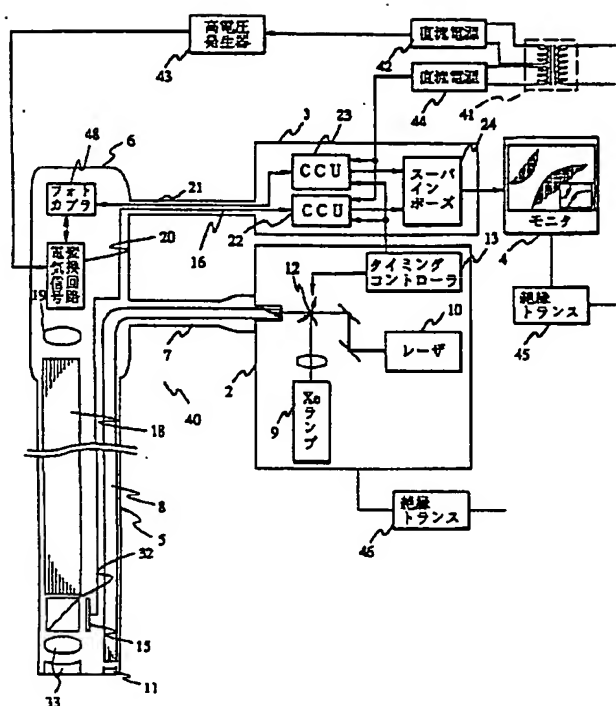
【図6】



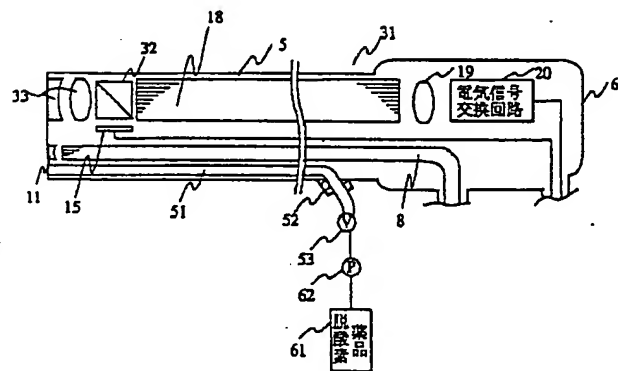
【図7】



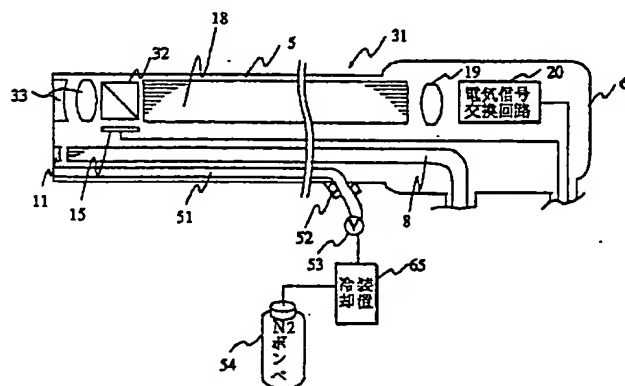
【图5】



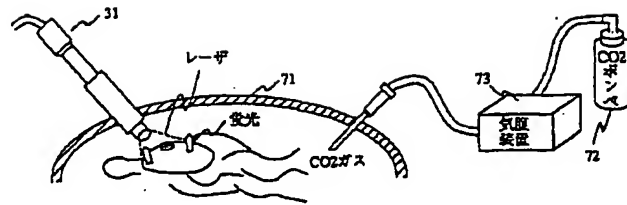
【图 9】



【圖 1 1】



【図12】



**THIS PAGE BLANK (USPTO)**